



Universidade de Aveiro Departamento de Engenharia Mecânica

2013

**Fábio André
Macedo
Rodrigues**

**Comportamento biomecânico do pé
traumático pré e pós ortótese plantar**



**Fábio André
Macedo
Rodrigues**

**Comportamento biomecânico do pé
traumático pré e pós ortótese planar**

Dissertação apresentada à Universidade de Aveiro para cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Engenharia Mecânica, realizada sob a orientação científica do Professor Doutor António Manuel de Amaral Monteiro Ramos, Professor Auxiliar, e do Professor Doutor Carlos Alberto Moura Relvas, Professor Auxiliar, do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro.

Dedico este trabalho aos meus pais, irmã e avós, pelo incansável apoio e pelo grande esforço que fizeram para que pudesse terminar este curso.

o júri

presidente

Prof. Doutor António Manuel Godinho Completo
professor auxiliar da Universidade de Aveiro

Prof. Doutor Rui Jorge Dias Costa
professor adjunto da Universidade de Aveiro

Prof. Doutor António Manuel de Amaral Monteiro Ramos
professor auxiliar da Universidade de Aveiro

agradecimentos

Ao longo de todos estes meses de elaboração desta tese de mestrado, tive o apoio incondicional da família, namorada, amigos e colegas a quem quero deixar aqui expresso o meu sincero agradecimento.

Contudo, quero particularizar alguns pela importância fundamental na ajuda que me proporcionaram no desenrolar dos trabalhos. Deste modo, agradeço à Joana Santos, ao meu orientador Professor Doutor António Ramos, ao Ricardo Duarte e aos restantes investigadores do Laboratório de Biomecânica da Universidade de Aveiro.

Agradeço ainda o apoio da NORCAM e a parceria fundamental com a Clínica de Podologia Ria Pé, onde fui sempre incansavelmente apoiado pela Dra. Cristina Oliveira e Dra. Maritza Barreiro.

palavras-chave Biomecânica, pressões plantares, ortótese plantar, palmilha, modelo de elementos finitos.

resumo Cada vez mais, são utilizados modelos 3D músculo-esqueléticos do corpo humano com recurso ao método de elementos finitos como uma ferramenta poderosa no estudo anatómico e estrutural. O estudo do membro inferior, em particular o pé, é de especial interesse, uma vez que é a primeira estrutura física do corpo humano a interagir com o meio ambiente, tanto na locomoção como na manutenção da posição. O trabalho apresentado nesta tese consistiu no estudo do comportamento do pé descalço e com a utilização de duas palmilhas diferentes, uma standard e uma ortótese plantar anatomicamente adaptada, enquanto o paciente se encontrava na posição fundamental. No processo de modelação, a estrutura óssea foi obtida através de scanner laser 3D e o modelo da planta do pé através de um scanner portátil. Posteriormente, os modelos foram montados e as palmilhas obtidas a partir do modelo da planta do pé, de forma a criar um modelo de elementos finitos para cada situação em estudo. Neste trabalho, os resultados da medição de pressões plantares num tapete sensorial tinham como objetivo validar o modelo de elementos finitos, nas três situações em estudo, com o objetivo de considerar os resultados da simulação para analisar as cargas internas do pé. Foi possível verificar que a utilização de palmilhas anatomicamente adaptadas é benéfica na dissipação e redução de picos de pressões plantares, relativamente ao pé descalço e à utilização de palmilhas standard. Foi ainda observada a redução de picos de tensão na estrutura óssea, com a utilização de palmilhas anatomicamente adaptadas, relativamente às restantes situações. Assim, este estudo confirma que a utilização de palmilhas (sobretudo as anatomicamente adaptadas) reduzem os picos de pressão plantar quando o paciente se encontra de pé, sendo isso benéfico na diminuição de dor ou resolução de vários distúrbios músculo-esqueléticos.

keywords

Biomechanics, plantar pressure, footorthoses, insole, finite element analysis.

abstract

Musculoskeletal 3D models of human body using the finite element method are increasingly being used as powerful tools to study biological structures. The study of the lower limb, and particularly the study of the foot is as interesting as important since it is the first physical structure of the human body to interact with the environment, in locomotion or balance standing. The goal of this thesis is to study the behavior of the bare foot in three situations of the balance standing: no insole, using a standard insole and using a custom-molded plantar orthosis. In the modeling process, the bone structure was obtained by laser scanner 3D and the model of the foot through a portable scanner. After the modeling process, the models were assembled and the insoles obtained from the model of the foot, in order to create a finite element model for each situation under study. The results obtained, concerning the measurement of the plantar pressures in a sensory carpet were intended to validate the finite element model, to all situations under study, in order to consider the simulation results to analyse the internal load of the foot. We found benefits associated with the use of insoles anatomically adapted. They dissipate and reduce peaks of high plantar pressures, comparatively to barefoot and standard insoles situations. It was also observed a reduction of surge in bone structure, associated with the use of insoles anatomically adapted when comparing to other situations. Thus, this study confirms that the use of insoles (especially the anatomically adapted) reduce peak plantar pressure when the patient is standing, it is beneficial in decreasing pain and can also be used to solve musculoskeletal disorders.

Índice

1	Introdução.....	23
1.1	Anatomia	25
1.2	Sistema esquelético do pé	28
1.3	Articulações.....	30
1.3.1	No tornozelo.....	38
1.3.2	No pé	41
1.4	Ligamentos.....	43
1.4.1	Articulação do tornozelo.....	44
1.4.2	Articulações do pé	46
1.5	Tendões do pé e tornozelo	53
1.5.1	Bainhas fibrosas e sinoviais dos tendões dos músculos da perna	55
1.6	Músculos	59
1.7	Patologias e problemas associados ao pé.....	67
2	Biomecânica do pé.....	69
2.1	Tipos de movimentos do pé.....	69
2.2	Tipos de formas de pé.....	74
3	Análise biomecânica do pé	79
3.1	Amplitudes e movimentos do tornozelo e pé	79
4	Ortóteses.....	85
4.1	Introdução ortóteses.....	85
4.2	As ortóteses plantares.....	87
4.3	Princípio de funcionamento das ortóteses plantares	89
4.3.1	Ortóteses plantares existentes no mercado	91
5	Procedimento de obtenção de ortótese plantar	95
5.1.1	Técnicas de avaliação do paciente	95
5.1.2	Processo de fabrico da palmilha	101
5.2	Materiais utilizados	110
6	Análise podológica experimental	113
6.1	Metodologia.....	113
6.2	Resultados experimentais	114
6.3	Discussão de resultados experimentais	116
6.4	Avaliação clínica.....	118
7	Simulação numérica.....	119
7.1	Modelo CAD do pé esquerdo	119

7.1.1	Estrutura óssea.....	119
7.1.2	Tecidos moles.....	121
7.1.3	Ortótese plantar	123
7.2	Modelo elementos finitos	125
7.2.2	Palmilhas	128
7.2.3	Apoio do pé.....	130
7.3	Resultados numéricos e experimentais de medições ao nível do solo	130
7.4	Resultados numéricos de medições ao nível do primeiro apoio do pé	134
7.5	Resultados numéricos de medições na estrutura óssea.....	136
7.6	Resultados numéricos de medições ao longo dos vários níveis	139
7.7	Discussão de resultados numéricos	141
7.8	Discussão de resultados comparativos	143
8	Conclusões.....	147
9	Futuros desenvolvimentos	149
10	Referências	151
11	ANEXOS.....	159

LISTA FIGURAS

FIGURA 1 - POSIÇÃO ANATÔMICA VS. FUNDAMENTAL (ADAPTADO DE [9]).....	26
FIGURA 2 – PLANOS E EIXOS ANATÔMICOS DE REFERÊNCIA (ADAPTADO DE [46]).....	27
FIGURA 3 – TERMINOLOGIA DIRECIONAL DE POSICIONAMENTO [8].	27
FIGURA 4 – ARQUITETURA GERAL DE UM OSSO LONGO [51].	29
FIGURA 5 – OSSOS DO PÉ HUMANO.....	29
FIGURA 6 – DIVISÃO DO PÉ EM TRÊS ZONAS [66].	30
FIGURA 7 – ESTRUTURA DE UMA ARTICULAÇÃO SINOVIAL [54].	34
FIGURA 8 – EXEMPLOS DAS ARTICULAÇÕES SINOVIAIS DO CORPO HUMANO [54].	36
FIGURA 9 – VISTA NO PLANO FRONTAL (LADO ESQUERDO) E NO PLANO SAGITAL (LADO DIREITO) DA ARTICULAÇÃO DO TORNOZELO (ADAPTADO DE [47-48]).	39
FIGURA 10 – SISTEMA DE EIXOS PRINCIPAL NA ARTICULAÇÃO DO COMPLEXO ARTICULAR DO PÉ [55]. ..	39
FIGURA 11 – ARTICULAÇÃO TIBIOTÁRSICA DEPOIS DE ABERTA [56]. 1. TRÓCLEA ASTRAGALIANA. – 2. SUPERFÍCIES ARTICULARES DA TÍBIA E DA FÍBULA. – 3. INSERÇÃO DA CÁPSULA ARTICULAR.	40
FIGURA 12 – ARTICULAÇÕES DO PÉ.	42
FIGURA 13 – <i>ARTICULAÇÃO DO TORNOZELO VISTA PELA FACE EXTERNA</i> [56] 1. FEIXE ANTERIOR – 2. FEIXE POSTERIOR – 3. FEIXE MÉDIO45	
FIGURA 14 – <i>ARTICULAÇÃO DO TORNOZELO VISTA PELA FACE INTERNA</i> [56] 1. FIBRAS ANTERIORES DO LIGAMENTO DELTÓIDE – 2. FIBRAS MÉDIAS DO LIGAMENTO DELTÓIDE – 3. FIBRAS POSTERIORES DO LIGAMENTO DELTÓIDE – 4. CAMADA PROFUNDA DO LIGAMENTO LATERAL INTERNO [56]	45
FIGURA 15 – REPRESENTAÇÃO DOS ARCOS PLANTARES [55].	46
FIGURA 16 – <i>FÁSCIA PLANTAR</i> [52].	47
FIGURA 17 – <i>ARTICULAÇÕES SUBTALARES VISTAS PELA FACE EXTERNA</i> [56].	48
FIGURA 18 – <i>ARTICULAÇÕES SUBTALARES VISTAS PELA FACE INTERNA</i> [56].	48
FIGURA 19 – <i>ARTICULAÇÃO MEDIOTÁRSICA VISTA PELA FACE EXTERNA</i> [56].	49
FIGURA 20 – <i>ARTICULAÇÃO MEDIOTÁRSICA VISTA PELA FACE INTERNA</i> [56].	49
FIGURA 21 – <i>ARTICULAÇÕES MESOTÁRSICAS VISTAS PELA FACE SUPERIOR</i> [56]	50
FIGURA 22 – <i>ARTICULAÇÕES MESOTÁRSICAS VISTAS PELA FACE INFERIOR</i> [56].	51
FIGURA 23 – <i>ARTICULAÇÕES MESO-METATÁRSICAS, INTERMETATÁRSICAS, METATÁRSICO-FALÂNGICAS E INTERFALÂNGICAS, VISTAS PELA FACE SUPERIOR</i> [56]	52
FIGURA 24 - <i>ARTICULAÇÕES MESO-METATÁRSICAS, INTERMETATÁRSICAS, METATÁRSICO-FALÂNGICAS E INTERFALÂNGICAS, VISTAS PELA FACE INFERIOR</i> [56]	53
FIGURA 25 – TENDÕES NO PÉ E TORNOZELO [65].	54
FIGURA 26 – LIGAMENTOS ANULARES ANTERIOR E EXTERNO DO TARSO E BAINHAS SINOVIAIS DOS TENDÕES DA REGIÃO DORSAL E EXTERNA DO PÉ. [56] 1.	56
FIGURA 27 – LIGAMENTO ANULAR DO TARSO E BAINHA SINOVIAL DOS TENDÕES DA REGIÃO INTERNA DO PÉ. [56].	57
FIGURA 28 – BAINHAS SINOVIAIS DOS TENDÕES AO NÍVEL DA REGIÃO PLANTAR DO PÉ. [56].	58
FIGURA 29 – MÚSCULOS DOS GRUPOS POSTERIOR, EXTERNO E ANTERIOR COM DESCRIÇÃO DE AÇÕES. [67].	61
FIGURA 30 – VISTA ESQUEMÁTICA DOS MÚSCULOS DORSAIS DO PÉ (À ESQUERDA) E DOS MÚSCULOS PLANTARES DO PÉ (À DIREITA). [56]	62
FIGURA 31 – ESQUEMA DAS INSERÇÕES DOS MÚSCULOS PLANTARES EXTERNOS DO PÉ. [56].	64
FIGURA 32 – ESQUEMA DAS INSERÇÕES MUSCULARES PLANTARES MÉDIAS DO PÉ. [56] 1) MÚSCULO FLEXOR CURTO PLANTAR.	65
FIGURA 33 – ESQUEMA DAS INSERÇÕES DOS MÚSCULOS INTERÓSSEOS PLANTARES (À ESQUERDA) E DORSAIS (À DIREITA). [56].	66
FIGURA 34 – REPRESENTAÇÃO ESQUEMÁTICA DE ALGUMAS PATOLOGIAS ASSOCIADAS AO PÉ. [68].	68
FIGURA 35 – MOVIMENTOS DO PÉ NO PLANO SAGITAL. [9].	70
FIGURA 36 – MOVIMENTOS DO PÉ NO PLANO FRONTAL [9].	70
FIGURA 37 – MOVIMENTOS DO PÉ NO PLANO TRANSVERSAL. [9].	71

FIGURA 38 – MOVIMENTOS DO PÉ DIREITO NO PLANO TRANSVERSAL. [77]	71
FIGURA 39 – RESUMO ESQUEMÁTICO DE UM CICLO DE MARCHA COMPLETO DA PERNA DIREITA. [8]	72
FIGURA 40 – AS TRÊS FASES DE CONTACTO DO PÉ COM O SOLO NO CICLO DE MARCHA. [77]	73
FIGURA 41 – DISTRIBUIÇÃO DE PRESSÕES PLANTARES NO CICLO DE MARCHA. [78]	73
FIGURA 42 – AS TRÊS FORMAS DE PÉ MAIS COMUNS. [79].....	74
FIGURA 43 – IMPRESSÕES PLANTARES TÍPICAS DO PÉ DIREITO RASO, NORMAL E CAVO (EM CIMA [81]); ESQUEMA DO DESVIO DE FORÇAS NA PLANTA DO PÉ DIREITO (AO CENTRO [82]; E DESVIOS TÍPICOS DO ALINHAMENTO CONVENCIONAL ANATÓMICO NAS DUAS PERNAS (EM BAIXO [76])).	76
FIGURA 44 – ILUSTRAÇÃO DE PRESSÕES LATERAIS CRÍTICAS, DESENVOLVIDAS QUANDO UM INDIVÍDUO COM PÉ RASO ASSENTA A PLANTA DO PÉ NO SOLO. [85]	77
FIGURA 45 – DESVIOS TÍPICOS DO ALINHAMENTO CONVENCIONAL ANATÓMICO EM PACIENTES COM PÉ RASO E PÉ CAVO. [83].....	78
FIGURA 46 – REPRESENTAÇÃO ESQUEMÁTICA DAS DIFERENTES FASES DO CICLO DE MARCHA. [8]	80
FIGURA 47 – DEFINIÇÃO DA CONVENÇÃO DOS ÂNGULOS DOS SEGMENTOS ANATÓMICOS E ARTICULAÇÕES. [8].....	81
FIGURA 48 – GRÁFICOS REPRESENTATIVOS DAS AMPLITUDES DE MOVIMENTO DO TORNOZELO E PÉ DURANTE O CICLO DE MARCHA. [8].....	81
FIGURA 49 – GRÁFICOS REPRESENTATIVOS DOS MOMENTOS INTERNOS DA ARTICULAÇÃO DO TORNOZELO DURANTE O CICLO DE MARCHA. [8]	82
FIGURA 50 – GRÁFICOS REPRESENTATIVOS DA POTÊNCIA MECÂNICA NA ARTICULAÇÃO DO TORNOZELO DURANTE O CICLO DE MARCHA, EM W/KG DE PESO DO INDIVÍDUO. [8]	83
FIGURA 51 – ALGUNS EXEMPLOS DE ORTÓTESES UTILIZADAS EM VÁRIAS PATOLOGIAS. [84]	86
FIGURA 52 – ORTÓTESE DENTÁRIA NA IMAGEM A) E PRÓTESE DENTÁRIA NA IMAGEM B).....	86
FIGURA 53 – REPRESENTAÇÃO DO PÉ USANDO UMA ORTÓTESE PLANTAR. [84]	87
FIGURA 54 – ORTÓTESE PLANTAR EM PÉ CAVO. [85]	90
FIGURA 55 – CORREÇÃO DA POSTURA UTILIZANDO ORTÓTESES PLANTARES APROPRIADAS. [68]	90
FIGURA 56 – EXEMPLOS DE ALGUMAS ORTÓTESES PLANTARES STANDARD. [86]	92
FIGURA 57 – EXEMPLOS DE ALGUMAS ORTÓTESES PLANTARES ANATOMICAMENTE ADAPTADAS, AINDA EM FASE DE FABRICO. [68]	93
FIGURA 58 – EXEMPLOS ORTÓTESE PLANTAR ANATOMICAMENTE ADAPTADA, PRONTA A UTILIZAR. [68]	93
FIGURA 59 – IMPRESSÃO PLANTAR (À ESQUERDA) E POSTUROSCÓPIO (À DIREITA). [18]	96
FIGURA 60 – POSTUROSCÓPIO COM E SEM PODOSCÓPIO, RESPECTIVAMENTE. [18]	97
FIGURA 61 – PODOSCANNER. [18]	97
FIGURA 62 – IMAGENS DA PLANTA DO PÉ COM INFORMAÇÃO DE ÁREAS DE CONTACTO, RETIRADAS DO PODOSCANNER.....	98
FIGURA 63 – IMAGEM OBTIDA DO TAPETE SENSORIAL COM INFORMAÇÃO DA DISTRIBUIÇÃO E QUANTIFICAÇÃO DAS PRESSÕES PLANTARES, EM ANÁLISE ESTÁTICA.	99
FIGURA 64 – IMAGEM DA ANÁLISE DINÂMICA COM INFORMAÇÃO DOS VALORES MÉDIOS (À ESQUERDA) E DOS VALORES A CADA PASSADA (À DIREITA).	100
FIGURA 65 – TAPETE SENSORIAL COM CÂMARA DE FILMAR INTERLIGADA E SOFTWARE DE LEITURA DE DADOS. [18].....	100
FIGURA 66 – PALMILHA SENSORIAL PARA MEDIÇÃO DE PRESSÕES PLANTARES. [87]	101
FIGURA 67 – REPRESENTAÇÃO ESQUEMÁTICA DAS VÁRIAS FASES DO MÉTODO DE FABRICO POR MOLDAGEM TRADICIONAL. [18]	102
FIGURA 68 – REPRESENTAÇÃO DO FABRICO DE MOLDE EM GESSO.	103
FIGURA 69 – REPRESENTAÇÃO DO FABRICO DE MOLDE EM RESINA DE POLIURETANO. [18]	104
FIGURA 70 – REPRESENTAÇÃO ESQUEMÁTICA DAS VÁRIAS FASES DO MÉTODO DE FABRICO POR MOLDAGEM FLASHFIT. [18].....	105
FIGURA 71 – REPRESENTAÇÃO ESQUEMÁTICA DAS VÁRIAS FASES DO MÉTODO DE FABRICO POR MOLDAGEM PERSONALIZADA. [18]	107
FIGURA 72 – EQUIPAMENTO DE MOLDAGEM E PERSONALIZAÇÃO DAS ORTÓTESES PLANTARES (À DIREITA) E PORMENOR DAS ALMOFADAS DE SILICONE (À ESQUERDA). [18]	108

FIGURA 73 – REPRESENTAÇÃO ESQUEMÁTICA DAS VÁRIAS FASES DO MÉTODO DE FABRICO POR MOLDAGEM CNC. [16].....	109
FIGURA 74 – MEDIÇÃO DE FORÇAS PLANTARES COM PÉS DESCALÇOS, COM PALMILHAS ASICS E COM PALMILHAS RIAPÉ (DA ESQUERDA PARA A DIREITA).....	114
FIGURA 75 – PRESSÕES PLANTARES ESTÁTICAS NOS DOIS PÉS DESCALÇOS.	115
FIGURA 76 – RESULTADOS OBTIDOS EXPERIMENTALMENTE. DA ESQUERDA PARA A DIREITA: PÉ DESCALÇO, PÉ COM PALMILHA ASICS E PÉ COM PALMILHA RIAPÉ.	115
FIGURA 77 – COMPARAÇÃO ENTRE PRESSÃO PLANTAR DO PACIENTE E PRESSÕES PLANTARES DE TRABALHOS PUBLICADOS. [23][89][90]	116
FIGURA 78 – ESTRUTURA ÓSSEA SINTÉTICA UTILIZADA.	120
FIGURA 79 – MODELO TRIDIMENSIONAL DOS OSSOS, CARTILAGENS E LIGAMENTOS.	121
FIGURA 80 – AQUISIÇÃO DA NUVEM DE PONTOS DO MOLDE EM GESSO (À ESQUERDA) E MODELO SÓLIDO DO PÉ (À DIREITA).....	122
FIGURA 81 – MODELO TRIDIMENSIONAL COMPLETO DO PÉ.	122
FIGURA 82 – PALMILHA ASICS (À ESQUERDA) E PALMILHA RIAPÉ (À DIREITA).	123
FIGURA 83 – VISTA EXPLODIDA DOS VÁRIOS CONSTITUINTES DA PALMILHA RIAPÉ.	124
FIGURA 84 – MODELO 3D DA PALMILHA ASICS (À ESQUERDA) E PALMILHA RIAPÉ (À DIREITA).	124
FIGURA 85 – MODELO DE ELEMENTOS FINITOS DA ESTRUTURA ÓSSEA COM REPRESENTAÇÃO DA MALHA UTILIZADA.	125
FIGURA 86 – MODELO ÓSSEO COM REPRESENTAÇÃO DAS FORÇAS UTILIZADAS NA SIMULAÇÃO.....	127
FIGURA 87 – MODELO TRIDIMENSIONAL DO PÉ SOBRE A PALMILHA EM CONTATO COM O SOLO.	130
FIGURA 88 – COMPARAÇÃO DE PRESSÕES PLANTARES MEDIDAS NO SOLO QUANDO O PÉ ESTAVA DESCALÇO. ENSAIO EXPERIMENTAL À ESQUERDA E RESULTADO DE SIMULAÇÃO NUMÉRICA À DIREITA.	131
FIGURA 89 – COMPARAÇÃO DE PRESSÕES PLANTARES MEDIDAS NO SOLO QUANDO O PÉ PISAVA A PALMILHA ASICS. ENSAIO EXPERIMENTAL À ESQUERDA E RESULTADO DE SIMULAÇÃO À DIREITA.	132
FIGURA 90 – COMPARAÇÃO DE PRESSÕES PLANTARES MEDIDAS NO SOLO QUANDO O PÉ PISAVA A PALMILHA RIAPÉ. ENSAIO EXPERIMENTAL À ESQUERDA E RESULTADO DE SIMULAÇÃO À DIREITA.	132
FIGURA 91 – COMPARAÇÃO ENTRE AS VÁRIAS PRESSÕES EXERCIDAS NO SOLO NAS VÁRIAS SIMULAÇÕES NUMÉRICAS E INDICAÇÃO DO PONTO “M”. DA ESQUERDA PARA A DIREITA: PÉ DESCALÇO, PÉ COM PALMILHA ASICS E PÉ COM PALMILHA RIAPÉ.	133
FIGURA 92 – PRESSÕES PLANTARES RESULTANTES DA SIMULAÇÃO MEDIDAS NA FACE INFERIOR DO PÉ.	134
FIGURA 93 – COMPARAÇÃO ENTRE PRESSÃO PLANTAR RESULTANTE DA SIMULAÇÃO NUMÉRICA DESTES TRABALHOS E DE TRABALHOS PUBLICADOS. [23][89][91].....	135
FIGURA 94 – PRESSÕES PLANTARES RESULTANTES DA SIMULAÇÃO MEDIDAS NO RESPECTIVO APOIO.	136
FIGURA 95 – VISTA DORSAL DA ESTRUTURA ÓSSEA COM REPRESENTAÇÃO DAS TENSÕES MÁXIMAS EXERCIDAS NOS ENSAIOS DO PÉ DESCALÇO, DO PÉ SOBRE A PALMILHA ASICS E DO PÉ SOBRE A PALMILHA RIAPÉ (DE CIMA PARA BAIXO, RESPECTIVAMENTE).	137
FIGURA 96 – VISTA PLANTAR DA ESTRUTURA ÓSSEA COM REPRESENTAÇÃO DAS TENSÕES MÁXIMAS EXERCIDAS NOS ENSAIOS DO PÉ DESCALÇO, DO PÉ SOBRE A PALMILHA ASICS E DO PÉ SOBRE A PALMILHA RIAPÉ (DA ESQUERDA PARA A DIREITA, RESPECTIVAMENTE).	138
FIGURA 97 – REPRESENTAÇÃO DOS VÁRIOS NÍVEIS DE PRESSÃO COM A UTILIZAÇÃO DA PALMILHA ASICS. DA ESQUERDA PARA A DIREITA, FORÇAS MEDIDAS EM: PLANTA DO PÉ; PLANTA DA PALMILHA ASICS; SOLO.	139
FIGURA 98 - REPRESENTAÇÃO DOS VÁRIOS NÍVEIS DE PRESSÃO COM A UTILIZAÇÃO DA PALMILHA RIAPÉ.	140

Lista tabelas

TABELA 1 – DESCRIÇÃO DO Nº DE NÓS E Nº DE ELEMENTOS UTILIZADOS NA SIMULAÇÃO NUMÉRICA.	126
TABELA 2 – PROPRIEDADES DO MATERIAL E TIPOS DE ELEMENTO DO MODELO DE ELEMENTOS FINITOS DO PÉ	127
TABELA 3 – VALORES DE COMPRIMENTO DOS LIGAMENTOS E RESPECTIVA RIGIDEZ.....	128
TABELA 4 – PROPRIEDADES DO MATERIAL E TIPOS DE ELEMENTO DO MODELO DE ELEMENTOS FINITOS DAS PALMILHAS.....	129

Capítulo 1

1 Introdução

Apesar de ainda não ser dada a atenção suficiente às patologias nos membros inferiores e à influência destes sobre outras patologias ao longo do corpo, nomeadamente nas articulações da perna e coluna. Esta influência já foi verificada em diferentes estudos [1][5][7] que demonstram que se deveria prestar mais atenção a este membro (pé), pois é ele que suporta todo o corpo humano e é o primeiro responsável por uma postura correta. Esta importância é relevante tanto em análise estática como em análise dinâmica do indivíduo.

O membro inferior é alvo de forças de alto impacto resultantes do contacto inicial entre o pé e o solo durante o caminhar, a corrida ou outro tipo de atividades. Estas forças de grande magnitude podem atingir 5 vezes o peso corporal [1]. As elevadas ações musculares estão ligadas a altas taxas de carregamento e podem ter efeitos potencialmente prejudiciais sobre o sistema músculo-esquelético, em especial na região do joelho [1]. Estas ações estão associadas a danos na cartilagem [2 - 4] e osteoartrite no joelho [5] e nas restantes articulações do membro inferior. Grandes forças de impacto estão associadas a lesões no ligamento cruzado anterior (joelho) [6] e lesões no membro inferior devidas a sobrecarga [7].

Para prevenir os possíveis efeitos causados durante o ciclo de marcha nas articulações e estrutura óssea, com elevadas cargas que ocorrem no contacto do pé com o solo, existem no mercado diferentes soluções ergonómicas. Entre as soluções, destacam-se as palmilhas pela sua implementação simples e eficaz na redução das forças [19]. As palmilhas são solas interiores constituídas por uma camada plana de um material especialmente desenhado para dissipar as forças associadas ao impacto (palmilha plana) [1]. A eficácia na redução dos picos de força de impacto está demonstrada recorrendo a simulação mecânica de impacto [19] e em corrida [20]. A sensação de impactos menores no pé durante o caminhar está

directamente associada a uma percepção de conforto superior [22] referida em alguns estudos.

As palmilhas com o calcanhar em copa comparativamente às palmilhas planas, não influenciam a força de pico sentida no impacto do pé com o solo, já que a palmilha plana é mais eficaz nesse campo. No entanto, a palmilha com o calcanhar em copa tem a vantagem de otimizar a distribuição de pressões na zona posterior do pé, fazendo com que a capacidade natural de absorção de choque seja maior, devido ao fato de o calcanhar se adaptar à forma da palmilha.

Este facto irá reduzir a pressão excessiva que um doente com patologia exerce ao nível do joelho [1], sendo este tipo de palmilha apenas benéfico para esse tipo de indivíduo. Já que num indivíduo jovem, saudável e com um tipo de pé normal, é mais eficiente utilizar uma palmilha plana para diminuir ao máximo os picos de força de impacto [1].

Existem também palmilhas que utilizam combinações de diferentes materiais e espessuras, feitas personalizadas para cada paciente em questão, de acordo com as suas necessidades. Já que cada pessoa desenvolve uma passada específica, em que são geradas pressões com diferentes amplitudes e em diferentes zonas da planta do pé. Quando nessas pressões plantares existem picos de pressão muito elevada, pode ser uma situação crítica para o paciente, sobretudo se se tratar de um paciente diabético [24-26]. Problemas de pé e tornozelo são comuns em pacientes em que foi diagnosticado diabetes, pois são susceptíveis de desenvolver úlceras na planta do pé, que levam frequentemente à hospitalização e em última análise à amputação das extremidades inferiores [23]. O paciente diabético pode perder a sensibilidade normal dos pés, tendo dificuldade em sentir dor e passando a não distribuir corretamente o peso do corpo sobre os pés [88].

Uma das principais causas referidas da úlcera diabética e da síndrome do calcanhar são as anormais pressões altas na planta do pé [24-26], que podem ser devido a deformações ósseas, calos, deformidades estruturais ou utilização de calçado de fraca qualidade. As úlceras do pé diabético são altamente associadas a calos crónicos originados por pressão [27][26], que resulta normalmente num anormal endurecimento do tecido plantar em pacientes com neuropatia. O conhecimento sobre a distribuição de pressões plantares e a estrutura óssea do pé do paciente é essencial para a definição de uma estratégia de tratamento ortopédico individualizado e adequado [23].

Respondendo a essa necessidade, existirem palmilhas anatomicamente adaptadas, com combinações de materiais com diferentes propriedades em diferentes regiões, de forma a aumentar a eficiência da mesma para quem a está a usar.

Utilizando um programa de simulação e reconstrução 3D de um pé direito de um indivíduo saudável, com 20 anos, 174cm de altura e 70kg de

peso, foi possível provar que as palmilhas anatomicamente adaptadas distribuem a carga e os picos de força na planta do pé de uma forma muito mais uniforme e eficiente do que uma palmilha plana [28].

As palmilhas anatomicamente adaptadas apresentam maior área de contacto com a planta do pé, reduzindo a pressão média. Diminuindo os pontos críticos em que existem picos de força no contacto entre o pé e o solo. Em relação à rigidez do material, foi estudada por forma a verificar que à medida que aumenta a rigidez, aumentam também os valores de pico das forças, havendo menos área de contacto e menos dispersão de pressões, tal como observado em outros estudos [28].

Para conseguir o efeito desejado (diminuição das pressões plantares) e conseguir distribuir os picos de força típicos da região do calcanhar e antepé para a região do mediopé, podem ainda ser feitas com sucesso palmilhas anatomicamente adaptadas, com diversas camadas de materiais com rigidez e espessura diferentes [29].

1.1 Anatomia

Para conseguir compreender a biomecânica do pé e conseguir identificar facilmente todos os termos utilizados, é crucial conhecer a anatomia envolvida. A biomecânica utiliza conceitos anatómicos para estudar a postura e o movimento humano, aliando os conhecimentos de anatomia com a biomecânica podemos compreender e determinar as ações musculares na origem do movimento, bem como as forças desenvolvidas pelo sistema músculo-esquelético. Permitindo a todos os profissionais nas diferentes áreas da saúde compreendam de forma mais eficaz as estruturas músculo-esqueléticas e articulares. A anatomia uniformizou um conjunto de designações importantes para a referência e compreensão dos diferentes problemas ligados a estas estruturas.

Deste modo, serão apresentadas essas designações básicas de um modo geral, em que se descreve os elementos do corpo humano em relação a uma posição padrão. Existem dois tipos de "posição padrão" para referência, a posição anatómica e a posição fundamental [9].

O que distingue as duas formas é o facto da posição anatómica considerar os braços posicionados ao lado do corpo com as palmas das mãos para a frente, e na posição fundamental os braços ficam mais relaxados ao lado do corpo com as palmas das mãos viradas para o tronco. Em ambas as posições, o corpo aparece ereto com a cabeça para a frente. E independentemente da posição considerada inicialmente, todas as descrições

de movimento articular são definidas em relação à posição inicial (denominada por posição zero ou origem). Essas duas posições estão ilustradas na figura 1.

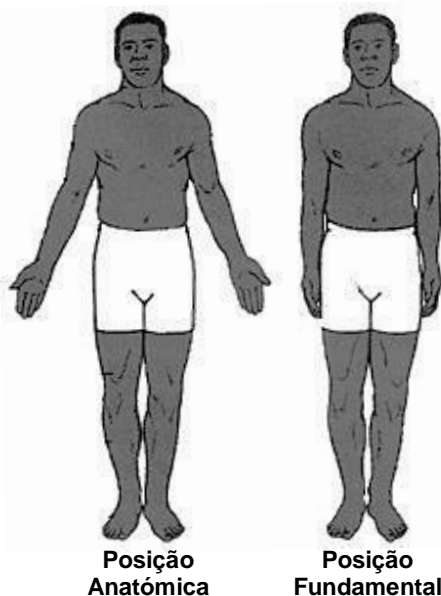


Figura 1 - Posição anatômica vs. fundamental (adaptado de [9]).

Foi assim criada uma forma em que independentemente da postura relativa do corpo (deitado, de pé ou outra posição), se possa identificar a posição em que se encontra um membro relativamente a outro ou ao corpo humano. Criaram-se os *planos anatómicos de referência* que são três planos cardinais perpendiculares entre si e que dividem o tronco nas três dimensões espaciais. Sendo que o Plano Transversal (também conhecido como axial ou horizontal) é um plano que divide o corpo em parte superior e inferior, o Plano Frontal (também conhecido como coronal) é um plano vertical que divide o corpo em parte anterior e posterior. O Plano Sagital é um plano vertical que divide o corpo nas metades lateral e medial (lado esquerdo e lado direito). As linhas perpendiculares imaginárias a cada um destes três planos dão origem aos chamados *Eixos Anatómicos*, em que em torno dos quais cada segmento do corpo humano pode efectuar rotações.

Apesar de os movimentos do corpo se efectuarem sempre paralelamente a um destes eixos anatómicos, subdividindo o movimento e estudando cada segmento do corpo individualmente de acordo com o plano onde está a ocorrer a ação (sagital, frontal ou transversal), podemos identificar os eixos anatómicos como:

- Eixo Medial-Lateral para movimentos no plano sagital;
- Eixo Antero-Posterior para movimentos no plano frontal;
- Eixo Longitudinal para movimentos no plano transversal.

Para melhor compreensão, os planos e eixos para referência anatómica estão representados na figura 2.

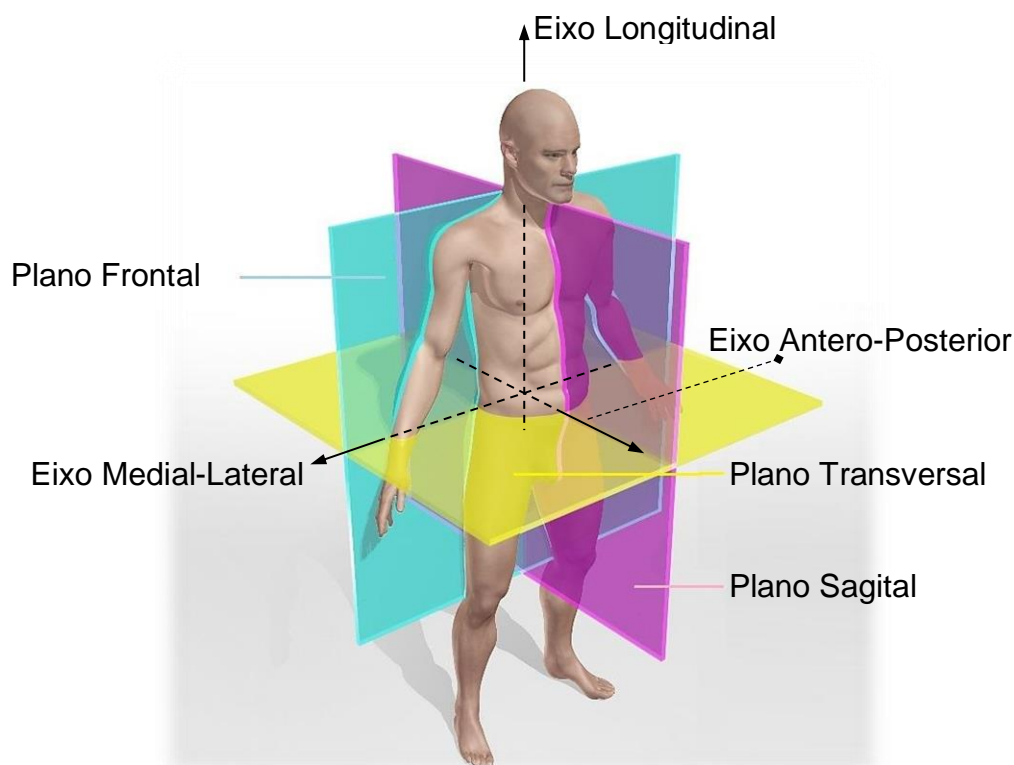


Figura 2 – Planos e eixos anatômicos de referência (adaptado de [46]).

Por fim, como se pode ver na figura 3, a anatomia usa ainda termos direcionais para ajudar a descrever a posição das diferentes estruturas do corpo, e segmentos anatômicos, relativamente às posições de referência anatômicas. Isto para complementar a informação dada pelos planos e eixos de referência anatômicos.

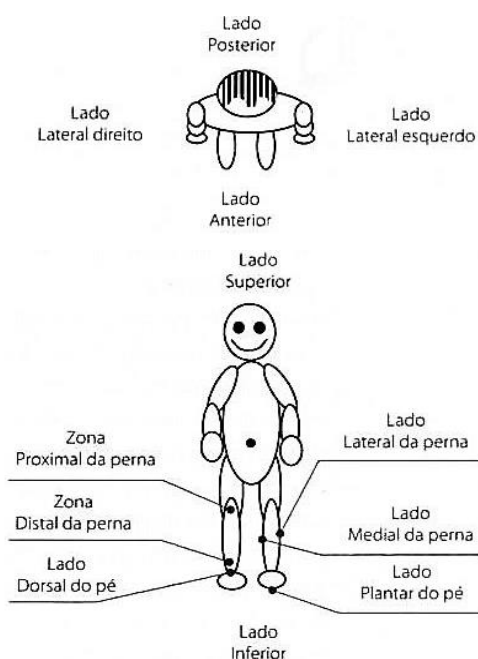


Figura 3 – Terminologia direcional de posicionamento [8].

1.2 Sistema esquelético do pé

O pé humano é uma estrutura formada por múltiplos ossos articulados entre si, localizada na extremidade distal da perna. Em conjunto, os ossos e as articulações do pé têm como funções: servir de apoio para o corpo ereto, adaptação às irregularidades do terreno/apoio e absorção de choques [52].

Do ponto de vista estrutural a um nível macroscópico, os ossos são formados por duas categorias distintas de tecido ósseo: osso compacto ou cortical e osso esponjoso ou trabecular (representados na figura 4).

O tecido ósseo compacto (ou osso cortical) forma-se na parede exterior do osso, é revestida por uma membrana resistente chamada periósteo, e organiza-se na forma de uma lâmina fina concêntrica constituída por lamelas ósseas fortemente compactadas, que dão lugar à existência de cavidades intermediárias [49]. De grande dureza e elevada densidade, cuja espessura depende da exigência mecânica, tem como função dar suporte e resistência às forças produzidas pelo peso e movimento do corpo, sendo que o cálcio um dos principais constituintes na sua composição. [50] O osso cortical representa quase 80% da massa óssea, tem uma taxa de remodelação lenta (cerca de 3% ao ano) e possui uma alta resistência tanto à torção como à flexão [8].

O tecido ósseo esponjoso (ou osso trabecular), rodeado por uma fina camada de tecido compacto, é formado por lamelas ósseas finas e orientadas em diversos sentidos, que delimitam pequenas cavidades aureolares intercomunicantes (tipo esponja). Daí o nome dado a esse tipo de tecido ósseo [49]. Encontra-se nas zonas interiores das extremidades dos ossos longos e na parte interior dos ossos não regulares. Sendo constituído por uma rede de trabéculas ósseas interligadas com os espaços preenchidos com medula óssea. O osso trabecular é menos denso, menos rígido, mas elástico e tem uma maior taxa de remodelação óssea comparativamente ao osso cortical. A sua estrutura trabecular, em forma de andaime, faz com que seja resistente a cargas compressivas. Ele representa apenas 20% da massa óssea, mas no entanto isso corresponde a 80% da superfície óssea, sendo que essa maior superfície será uma das razões para uma taxa de remodelação óssea mais acentuada (cerca de 25% ao ano). Essa maior dinâmica de remodelação óssea faz com que o seu período de maturação seja mais curto, relativamente ao osso cortical, o que pode explicar a sua menor rigidez. Em termos de porosidade, no osso esponjoso varia entre 75 a 90% e no osso cortical situa-se entre os 5 a 10% [8].

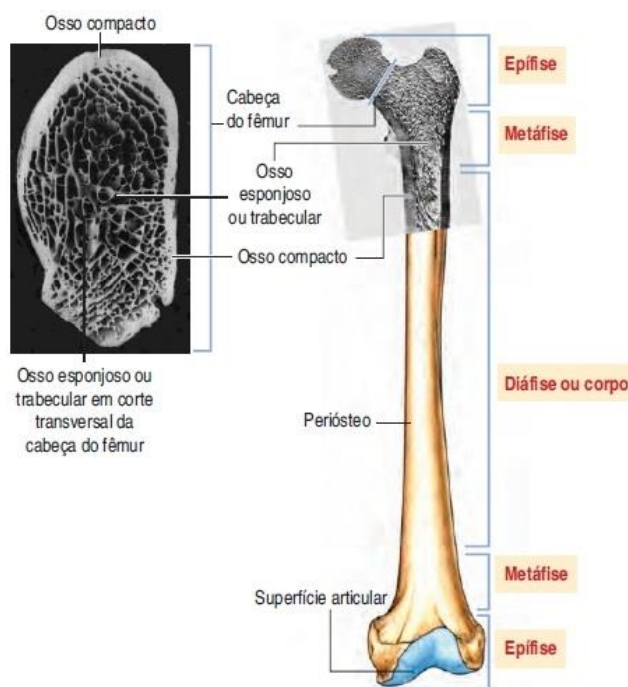


Figura 4 – Arquitetura geral de um osso longo [51].

O pé humano é constituído por 26 ossos (figura 5), que são classificados segundo a sua localização:

Tarso – tálus, calcâneo, cubóide, navicular e os três cuneiformes;

Metatarso – cinco ossos metatársicos (numerados no sentido medial para lateral em I, II, III, IV e V e correspondem aos dedos do pé);

Falanges – 14 falanges (três para cada um dos dedos, exceto para o hálux, que tem apenas duas).

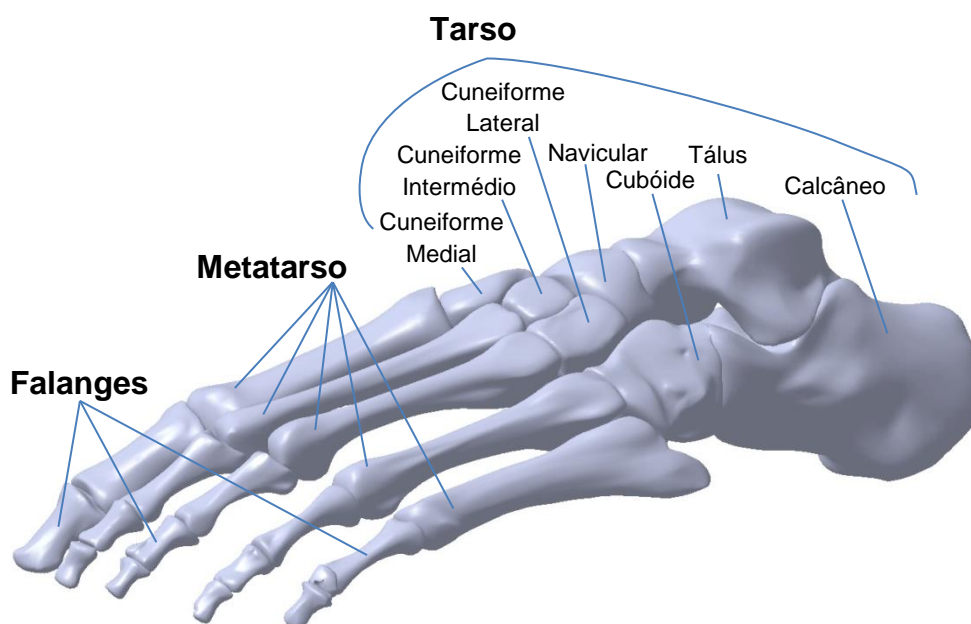


Figura 5 – Ossos do pé humano.

O pé é ainda comumente dividido em três zonas de modo a facilitar a referência a um grupo de ossos segundo o seu grupo articular: antepé, mediopé e retropé.

A articulação meso-metarársica divide o antepé do mediopé e a articulação mediotársica divide a mediopé do retropé, como mostra a figura 6.



Figura 6 – Divisão do pé em três zonas [66].

1.3 Articulações

As articulações do corpo humano são locais onde dois ossos se reúnem. São habitualmente consideradas móveis, mas nem sempre é o caso, já que muitas articulações apenas permitem movimentos limitados e outras parecem imóveis. As estruturas das articulações estão encarregadas de proteger a fricção entre os ossos aquando o movimento destes, sendo que a estrutura de cada articulação está diretamente relacionada com o seu grau de movimento [54]. As articulações do corpo humano têm ainda como função essencial orientar os movimentos dos segmentos corporais. A estrutura anômica de cada articulação varia pouco de pessoa para pessoa, bem como as direcções nas quais os segmentos corporais afixados se podem movimentar ao nível da

articulação. No entanto, diferenças na firmeza ou frouxidão relativas dos tecidos moles circundantes resultam em diferenças nas amplitudes articulares de movimento [52].

As articulações relacionam ossos ou áreas ossificadas adjacentes que desenvolveram o tipo de articulação adequado ao movimento sugerido, no entanto, se essa articulação não for exercitada ao longo da vida, pode transformar-se numa articulação imóvel. O que pode acontecer mesmo em articulações com elevada mobilidade.

A designação das articulações é habitualmente definida de acordo com os ossos que se relacionam, por exemplo, a articulação temporo-mandibular entre o osso temporal e a mandíbula. Ou então, recebem o nome dos ossos que aí se articulam, como o exemplo da articulação escápulo-umeral do ombro. Ou ainda, podem receber nomes derivados do grego ou do latim, equivalentes ao nome comum, como a articulação do cotovelo (*articulatio cubiti*) [56].

Relativamente à classificação, as articulações podem classificar-se estruturalmente ou de acordo com a sua função. A classificação funcional tem como base o grau de mobilidade de cada articulação, pelo que se fala em *sinartroses* (imóveis), *anfiartroses* (semi-móveis) e *diartroses* (que se movem livremente). Já na classificação estrutural, é utilizada uma classificação de acordo com o tipo mais importante de tecido conjuntivo que mantém o contato entre os ossos, e a existência ou não de uma cápsula articular cheia de líquido. As articulações classificam-se estruturalmente como fibrosas, cartilagíneas e sinoviais.

Uma vez que a classificação estrutural permite uma classificação mais precisa, será essa a utilizada.

Articulações Fibrosas

As **articulações fibrosas** são constituídas por dois ossos unidos por tecido conjuntivo fibroso interposto entre as superfícies articulares, não têm cavidade articular e têm pouco ou nenhum movimento. As **articulações fibrosas** subdividem-se, de acordo com a sua estrutura, em suturas, sindesmoses e gonfoses.

Suturas

Suturas são linhas de junção entre os ossos do crânio e algumas são completamente imóveis nos adultos. O tecido entre os dois ossos (ligamento inter-ósseo) é tecido conjuntivo denso e regularmente organizado, o periósteeo das superfícies interiores e exteriores dos ossos adjacentes prolonga-se sobre a articulação. As duas camadas de periósteeo e as fibras densas de tecido conjuntivo entre elas formam o **ligamento sutural**.

Os bordos ósseos das suturas são locais de crescimento ósseo membranoso contínuo, sendo que isso leva a que muitas suturas acabam por

ossificar. Um exemplo disso, é a ossificação da sutura entre os dois frontais que se dá pouco tempo depois do nascimento, sendo que nos indivíduos adultos o crânio é habitualmente um osso único.

Sindesmoses

Sindesmose (apertar ou ligar) é um tipo de articulação fibrosa em que os ossos estão mais afastados do que numa sutura e são unidos por ligamentos. Numa sindesmose pode haver algum movimento pela flexibilidade dos ligamentos, como é o caso da sindesmose rádio-cubital, que mantém unidos o rádio e o cúbito.

Gonfoses

Gonfoses são articulações especializadas que consistem no encaixe em cavidades e são mantidas no seu lugar por finos feixes de tecido conjuntivo rico em colagénio. Um exemplo de gonfoses, são as articulações entre os dentes e os seus alvéolos da mandíbula e maxilares, que fazem com que seja permitido aos dentes um ligeiro movimento relativo ao mastigar.

Articulações Cartilagíneas

As articulações cartilagíneas ligam dois ossos entre si por meio de cartilagem hialina ou de fibrocartilagem¹. São articulações ligeiramente móveis, que atenuam as forças aplicadas e permitem mais movimento dos ossos adjacentes que as articulações fibrosas. As articulações cartilagíneas que contêm cartilagem hialina chamam-se sincondroses, enquanto as articulações que contêm fibrocartilagem chamam-se sínfises.

Sincondroses

A **sincondrose** (união/mantidas juntas por meio de cartilagem) é uma articulação onde os ossos articulados (mas com pouco ou nenhum movimento) são mantidos juntos por uma delgada camada de cartilagem hialina. A maioria das sincondroses é temporária e é substituída por osso, formando-se sinostoses. Mas algumas sincondroses persistem a vida toda, como a sincondrose esterno-costal, que une a primeira costela ao esterno por meio da primeira cartilagem costal. Todas as cartilagens costais começam como sincondroses, mas devido ao movimento que ocorre entre elas e o esterno, todas as outras evoluem para articulações sinoviais nestes pontos.

¹ **Cartilagem hialina ou fibrocartilagem** – discos de tecidos moles que se interpõem entre os ossos articulados.

Sínfises

A **sínfise** consiste em fibrocartilagem unindo dois ossos que aderem por superfícies planas. Isto é, são articulações em que existe uma camada fina de cartilagem hialina a separar entre um disco de fibrocartilagem e os ossos. Existe por exemplo nas articulações vertebrais.

Articulações Sinoviais

As **articulações sinoviais** (*sinóvia*: líquido articular; *sin*: junção; *ovia*: semelhante à albumina do ovo) contêm **líquido sinovial** e permitem um movimento considerável entre os ossos que aí se articulam. Estas articulações são anatomicamente mais complexas do que as fibrosas e as cartilagíneas, sendo que conferem apenas ligeiras limitações à capacidade de realizar movimentos.

As superfícies articulares dos ossos com articulações sinoviais estão cobertas por uma fina camada de cartilagem hialina que se chama **cartilagem articular**² e que constitui uma superfície lisa onde os ossos entram em contato. Diversas articulações sinoviais, como as dos joelhos e a temporo-mandibular, têm ainda **meniscos**³ (discos articulares).

As superfícies articulares dos ossos estão envoltas numa **cavidade articular**, rodeada por uma **cápsula articular**⁴ que ajuda a manter os ossos unidos, ao mesmo tempo que permite o movimento. A cápsula articular é formada por duas camadas: uma **cápsula fibrosa** exterior e uma **membrana sinovial** interior. A cápsula fibrosa é constituída por tecido conjuntivo denso heterogéneo e está na continuidade da camada fibrosa do perióstio que cobre os ossos da articulação. Pode haver porções da cápsula fibrosa que evoluem para ligamentos, bem como podem também haver no exterior da cápsula ligamentos e tendões que contribuem para fortalecer e estabilizar a articulação, enquanto limitam o movimento em algumas direções.

A membrana sinovial é uma membrana fina que forra a cavidade articular, excepto sobre a cartilagem articular, e é responsável por produzir o **líquido sinovial**⁵ que consiste num filtrado do soro sanguíneo e secreções das células sinoviais.

Na figura 7 está representada a estrutura de uma articulação sinovial.

² **Cartilagem articular** – camada protetora de tecido conjuntivo denso e esbranquiçado que cobre as superfícies dos ossos articulados nas articulações sinoviais.

³ **Meniscos** – estruturas fibrocartilagíneas que proporcionam força e resistência adicionais à articulação e aumentam a profundidade da cavidade articular.

⁴ **Cápsula articular** – membrana com duas camadas que circunda cada articulação sinovial.

⁵ **Líquido sinovial** – líquido claro, ligeiramente amarelado, que proporciona a lubrificação dentro da cápsula articular nas articulações sinoviais.

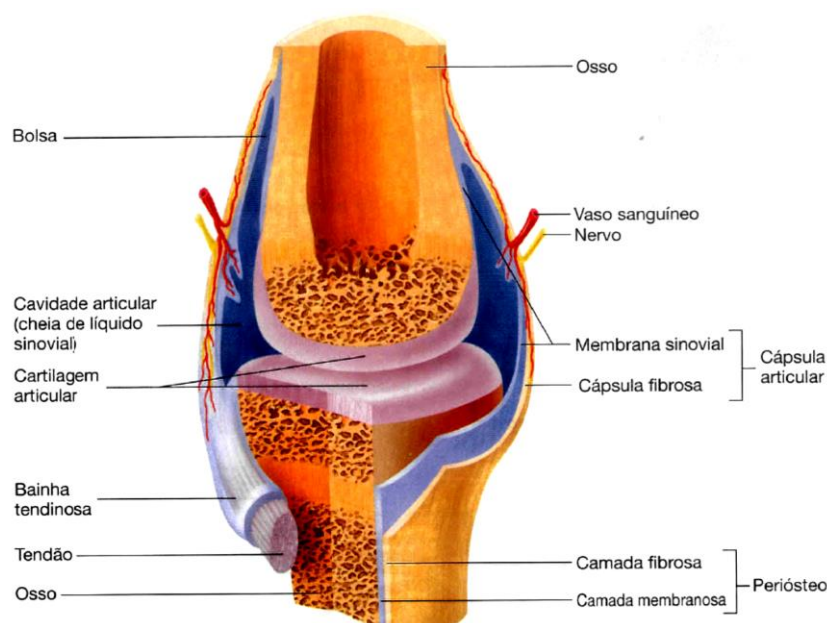


Figura 7 – Estrutura de uma articulação sinovial [54].

Em certas articulações sinoviais a membrana sinovial pode estender-se como uma bolsa ou saco chamada bolsa sinovial (*bursa*) afastando-se alguma distância do resto da cavidade articular (como representado na figura 7). As bolsas contêm líquido sinovial e simulam almofadas cheias de líquido entre estruturas que, de outro modo, ao se movimentarem umas em contato com as outras (como tendões a deslizar sobre ossos ou sobre outros tendões) provocariam atrito. Algumas bolsas não se associam a articulações, pois estendem-se apenas ao longo de tendões, por exemplo, formando **bainhas tendinosas**.

Tipos de articulações sinoviais

As articulações sinoviais variam amplamente na sua estrutura e capacidade de realizar movimentos, como se mostra na figura 8. Esses diferentes tipos classificam-se de acordo com a forma das suas superfícies articulares e com o número de eixos de rotação presentes. Os seis tipos de articulações sinoviais são: planas ou artródias, em sela ou efipiartroses, em roldana ou trocleartroses, cilíndricas ou trocrlartroses, esféricas ou enartroses e elípticas ou condilartroses. O movimento das articulações pode ser descrito como **mono-axial** (que ocorre em redor de um eixo), **bi-axial** (que ocorre em redor de dois eixos formando entre si um angulo reto), ou **multi-axial** (que ocorre em redor de vários eixos).

De acordo com a figura 8, descrevem-se os tipos de articulações sinoviais representados como [52][54]:

- a) **Articulações planas**, de deslizamento, ou artródias, são duas superfícies ósseas articuladas quase planas opostas e de dimensões aproximadamente iguais, em que o único movimento permitido é o deslizamento não-axial. Exemplo: articulações tarso-metatarsicas ou apófises articulares entre as vértebras.
- b) **Articulações em sela** ou efiartroses consistem em duas superfícies articulares em forma de sela de equitação orientadas em ângulo reto uma para a outra, de modo a que as superfícies complementares se articulem. São articulações bi-axiais, com a mesma capacidade de realizar movimentos que as articulações elípticas, porém, com uma amplitude de movimentos maior nas articulações em sela. Exemplo: articulação carpo-metacárpica do polegar.
- c) **Articulações em roldana** ou trocleartroses são permitidas apenas rotações em torno de um eixo (mono-axiais). Consistem numa escavação em forma de duplo cone truncado, em que os troncos de cone se unem pela sua base menor, na extremidade de um osso, que se aplica numa saliência correspondente de outro osso. Exemplos: articulações do cotovelo e do joelho.
- d) **Articulações de contorno elíptico** ou condilartroses são articulações esféricas modificadas. As superfícies articulares são de forma mais elipsoidal do que esférica. As articulações elípticas são bi-axiais porque a sua forma limita o leque de movimentos quase a um movimento de dobradiça em dois planos com limitação de rotações. São permitidos os movimentos de flexão, extensão, abdução e circundação. Exemplo: articulação occipito-atloideia.
- e) **Articulações cilíndricas** ou trocartroses (articulação em pivot) são mono-axiais, restringindo o movimento à rotação em torno de um único eixo. Consistem numa apófise óssea relativamente cilíndrica que roda num anel parcialmente composto de osso em conjunto com ligamento. Exemplo: articulação da cabeça do rádio com a extremidade proximal do cúbito.
- f) **Articulações esféricas** ou enartroses são formadas por uma cabeça esférica na extremidade de um osso e num encaixe no osso adjacente em que entra uma porção dessa cabeça. As superfícies são reciprocamente convexas e côncavas. É uma articulação multi-axial, pois permite um leque de movimentos em quase todas as direções. Exemplos: articulações do ombro e da anca.

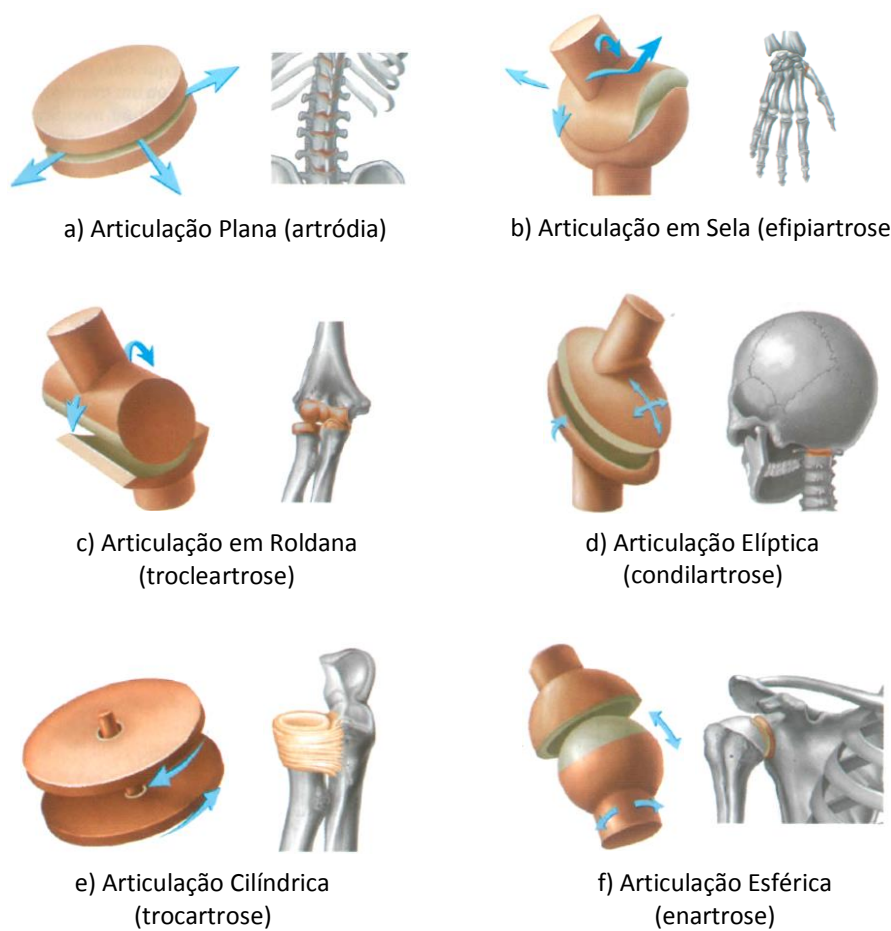


Figura 8 – Exemplos das articulações sinoviais do corpo humano [54].

A estabilidade articular é a capacidade da articulação em resistir ao deslocamento dos ossos articulados. Os principais factores que influenciam a estabilidade articular são o tamanho e o formato das superfícies ósseas articuladas e a organização e a resistência dos músculos, tendões e ligamentos circundantes.

A flexibilidade articular permitida por cada articulação é principalmente uma função da tensão relativa dos músculos e ligamentos que envolvem a articulação. Se esses tecidos não forem submetidos a uma tração que os faça alongar, eles tendem a sofrer um encurtamento [52].

Restrições de movimento articular, provocadas por alterações patológicas (lesões), são normalmente repostas de uma forma contínua com a ajuda de fisioterapeutas, que com o conhecimento profundo da articulação adequam um treino progressivo à articulação utilizando diferentes formas de movimento [10].

Cartilagem articular

Para que as partes móveis de um dispositivo mecânico se movimentem livremente e sem desgaste entre si, as suas juntas têm de ser lubrificadas adequadamente. No corpo humano, um tipo especial de tecido conjuntivo denso e esbranquiçado, denominado por **cartilagem articular**, proporciona essa lubrificação necessária. Uma camada protetora desse material, de 1 a 5mm de espessura, reveste as extremidades dos ossos articulados nas articulações sinoviais [57]. A cartilagem desempenha duas grandes funções: distribui as cargas na articulação por uma área maior, por forma a reduzir os picos de pressão em apenas alguns pontos do osso; e diminui para o mínimo o atrito e o desgaste provenientes do movimento na articulação [57]. A cartilagem pode reduzir em pelo menos 50% a fricção máxima de contato numa articulação [58]. A lubrificação provocada pela cartilagem articular é tão efectiva que o atrito presente numa articulação é de apenas 17 a 33% do atrito de um patim no gelo sob a mesma carga [60].

Fibrocartilagem articular

A fibrocartilagem articular ou cartilagem hialina está presente em algumas articulações entre os ossos articulados, na forma de um disco fibrocartilaginoso ou de discos parciais conhecidos por meniscos. As suas funções incluem:

- a) Distribuição das caras sobre as superfícies articulares;
- b) Melhora o encaixe das superfícies articulares;
- c) Limitação da translação ou do deslizamento de um osso em relação a outro;
- d) Proteção da periferia da articulação;
- e) Lubrificação;
- f) Absorção de choques.

Efeitos do envelhecimento das articulações

Com a idade, ocorrem alterações no interior de muitas articulações, sendo as articulações sinoviais as mais problemáticas, implicando muitas vezes problemas graves para pessoas idosas. Geralmente, quando a pessoa envelhece, o tecido conjuntivo das articulações torna-se menos flexível e menos elástico, devido a um decréscimo de proteínas que chegam ao tecido conjuntivo fibroso. A regeneração dos tecidos torna-se também mais lenta, o que faz com que o conjugar destas alterações afetem significativamente as articulações sinoviais. Com o uso, a cartilagem que cobre as superfícies

articulares vai-se desgastando, contribuindo também para isso o facto de a velocidade de produção do líquido sinovial decrescer com a idade. Normalmente, os ligamentos e tendões que rodeiam a articulação encurtam-se e tornam-se menos flexíveis, bem como os músculos que fortaleciam a articulação tenderem a enfraquecer, resultando numa redução na amplitude do movimento. O efeito “bola de neve” agrava-se, devido ao facto de haver uma tendência para a diminuição da actividade física à medida que aumenta a idade da pessoa [54].

1.3.1 No tornozelo

A articulação do tornozelo, ou também chamado de articulação talocrural (do latim *articulatio talocruralis*), inclui três articulações: a articulação em dobradiça uniaxial formada pela tíbia e fíbula (ou articulação tibiofibular distal), a articulação entre a fíbula e o tálus (articulação fibulotalar) e a articulação entre a tíbia e tálus (denominada por articulação tibiotársica). A articulação do tornozelo é uma articulação em roldana (trocleartrose) que permite os movimentos entre a perna e o pé, condicionando-os no plano sagital, sendo necessária e indispensável para o desenvolvimento da marcha tanto em terreno plano como acidentado.

É uma articulação que tem limitações muito importantes, visto que quando está em apoio monopodal suporta todo o peso do corpo, que pode ainda estar aumentado pela energia cinética quando o pé entra em contato com o chão a certa velocidade, em marcha, corrida ou na preparação para um salto [55].

Na figura 9 está representada a articulação do tornozelo, em que podemos verificar que esta está elaborada de modo a conseguir uma maior estabilidade em relação à mobilidade, já que o tornozelo tem de ficar estável ao absorver forças elevadas produzidas. A estabilidade é proporcionada pelo facto de a tíbia e a fíbula criarem um encaixe no tálus, em que o lado medial do encaixe é o lado interno do maléolo medial, uma projeção sobre a ponta distal da tíbia. Na parte lateral existe a superfície interna do maléolo lateral, uma projeção distal da fíbula. A forma destas projeções é importante, pois o maléolo lateral projecta-se mais para baixo que o maléolo medial, protegendo assim os ligamentos mediais do tornozelo contra qualquer desvio lateral. Por outro lado, como este se projeta mais para baixo, está mais suscetível a fraturas com uma entorse com inversão do tornozelo lateral.

Com o encaixe formado pela tíbia e a fíbula, o tálus é mais largo na frente do que na parte posterior, e é esta diferença na largura do tálus que permite que ocorra a abdução e adução do pé.

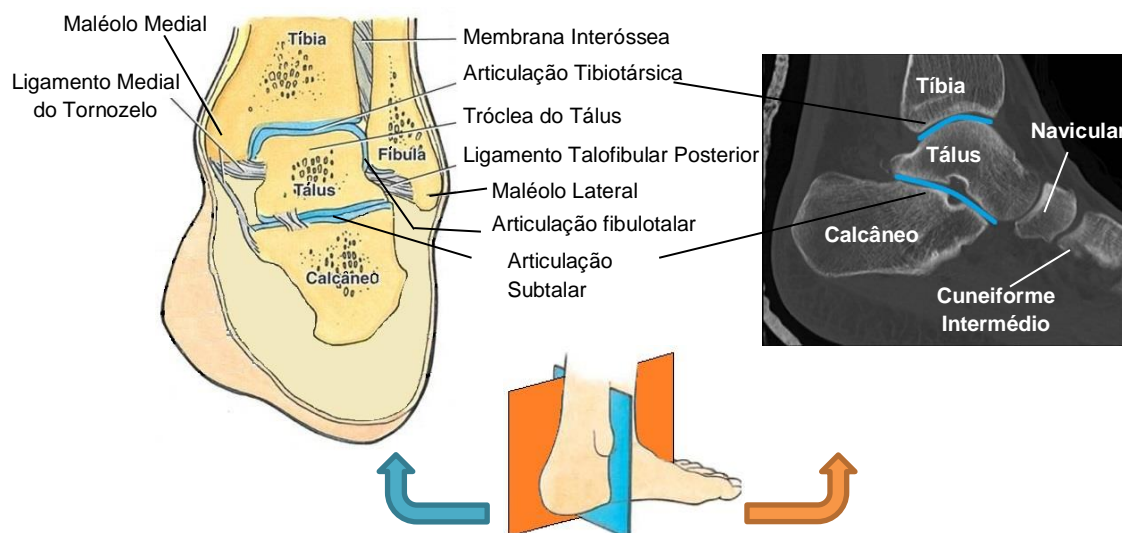


Figura 9 – Vista no plano frontal (lado esquerdo) e no plano sagital (lado direito) da articulação do tornozelo (adaptado de [47-48]).

A articulação tibiotársica é a articulação mais importante de todo o complexo articular da parte posterior do pé. Esta articulação, em conjunto pela rotação axial do joelho, consegue ter três graus de liberdade, que permitem orientar a abóbada plantar em todas as direções para que esta se adapte às irregularidades do terreno. Estas três articulações em conjunto permitem um alto grau de estabilidade sem o sacrifício usual da mobilidade.

Os três eixos principais deste complexo articular (figura 10) interceetam-se na parte posterior do pé. Quando o pé está em posição de referência⁶, estes três eixos são perpendiculares entre si. Sendo o eixo Z aquele que é alterado quando há a extensão do tornozelo

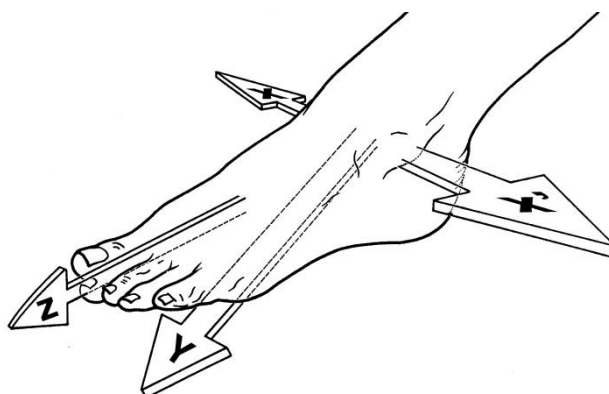


Figura 10 – Sistema de eixos principal na articulação do complexo articular do pé [55].

O eixo transversal **XX'** passa pelos dois maléolos e corresponde ao eixo da articulação tibiotársica. Este eixo está compreendido no plano frontal e

⁶ **Posição de referência do pé** é a posição em que a planta do pé está perpendicular ao eixo da perna.

condiciona os movimentos de flexão-extensão (figura 35) do pé que se realizam no plano sagital.

O eixo longitudinal da perna Y é vertical e condiciona os movimentos de adução-abdução do pé (figura 37) que se realizam no plano transversal. Estes movimentos são possíveis graças à rotação axial do joelho e, em menor escala, em movimentos nas articulações posteriores do tarso.

O eixo longitudinal do pé Z é horizontal e pertence ao plano sagital. Condiciona a orientação da planta do pé, permitindo que este se oriente tanto diretamente para baixo como para fora ou para dentro, fazendo os movimentos denominados por pronação e supinação (figura 38). [55]

Superfícies articulares

Do *lado do pé* encontramos, na face superior do tálus (ou astrágalo), a tróclea astragaliana (figura 11.1). Esta superfície encontra-se revestida por cartilagem hialina, continua lateralmente por duas faces, que se localizam nas faces interna e externa do tálus. Esta é a superfície responsável pela sustentação do peso corporal.

Do *lado da perna* encontramos um conjunto formado pelas extremidades inferiores da tíbia e da fíbula (figura 11.2), unidas pelos ligamentos anterior, posterior e interósseo da articulação tibiofibular distal. É este conjunto que articula com a tróclea astragaliana, encontrando-se também revestido por uma cartilagem hialina.

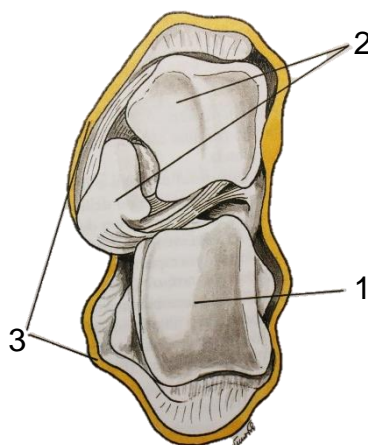


Figura 11 – Articulação tibiotársica depois de aberta [56].

1. Tróclea astragaliana. – 2. Superfícies articulares da tíbia e da fíbula. – 3. Inserção da cápsula articular.

Membrana sinovial

A membrana sinovial da articulação do tornozelo é frouxa e volumosa. Ela reveste a cápsula articular e é reflectida anteriormente sobre o colo do tálus antes de se fixar nas margens articulares. Estende-se para cima entre a tíbia e a fíbula até ao ligamento interósseo da articulação tibiofibular distal e pode ser coberta em parte por uma extensão da cartilagem articular sobre a tíbia e a fíbula.

1.3.2 No pé

As articulações do pé são numerosas e complexas. Elas unem os ossos do tarso, metatarso e falanges entre si e entre os sucessivos grupos. Em conjunto, os ossos e as articulações do pé constituem um alicerce de apoio para o corpo ereto, adaptam-se a um terreno irregular e absorvem os choques [52].

As articulações do tarso e do metatarso têm duas funções principais [55]:

- Orientam o pé para que este possa pisar corretamente o solo, independentemente da posição da perna e a inclinação do terreno.
- Modificam tanto a forma como a curvatura da abóbada plantar para que o pé possa adaptar-se às desigualdades do terreno e, dessa forma, criar entre o chão e a perna um sistema de amortecimento que concede elasticidade e flexibilidade ao passo.

Na descrição do mecanismo articular do tarso e do metatarso, destacam-se os movimentos mais importantes como sendo executados pela articulação mediotársica e pela articulação subtalar, que dão origem aos *movimentos de pronação e supinação* do pé.

Portanto, estas articulações desempenham um papel fundamental.

Pelo contrário, as articulações dos dedos, metatársico-falângicas e interfalângicas, são menos importantes. No entanto, uma delas desempenha um papel essencial no desenvolvimento da passada: a **articulação metatársico-falângica do hálux** [55]. Já que esta articulação é uma das maiores responsáveis pela eficácia da fase de impulso.

As articulações meso-metatársicas executam movimentos de flexão, extensão e lateralidade.

A 1ª, 4ª e 5ª articulações meso-metatársicas apresentam os movimentos de maior amplitude. A 2ª articulação meso-metatársica é imóvel e a 3ª tem movimentos de deslizamento muito limitados.

O conjunto das diferentes articulações do pé trabalhando entre elas tornam possíveis os movimentos do retopé ao antepé. As articulações subtalar e mediotársicas contribuem com os movimentos de pronação e supinação. E os movimentos do antepé e dos artelhos são possíveis graças às articulações mesotársicas, meso-metatársicas, intermetatársicas, metatársico-falângicas e interfalângicas [9]. Na figura estão indicadas as articulações referidas.

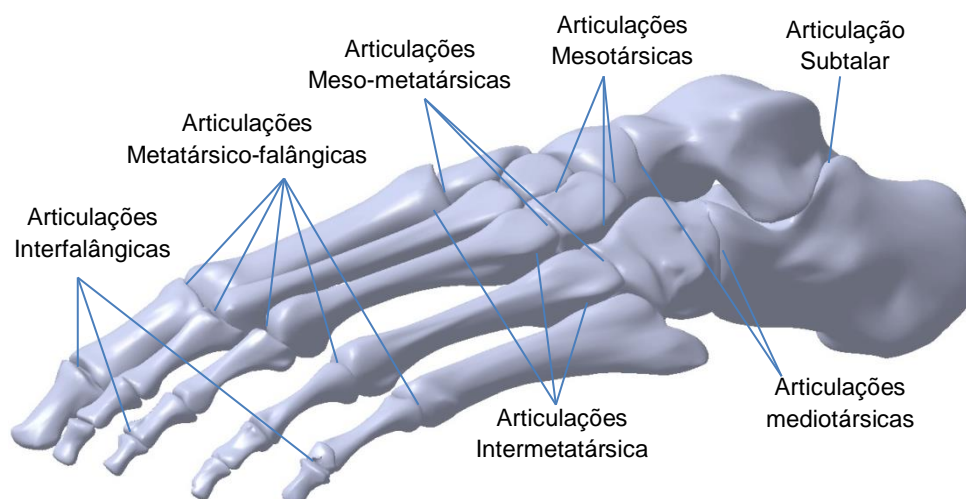


Figura 12 – Articulações do pé.

Articulação Subtalar

Tal como o nome indica, a articulação subtalar (*Articulatio Subtalaris*) está localizada na parte inferior do tálus, onde as faces anterior e posterior do talus se articulam com o suporte do tálus sobre o calcâneo superior [53]. Esta articulação tem um alinhamento ligeiramente oblíquo aos planos convencionais de movimento, sendo definida como uma articulação sinovial elíptica (condilartrose). Apenas cinco ligamentos talocalcâneos unem o tálus ao calcâneo [56].

Articulações Meso-metatársicas, Intermetatársicas, Mesotársicas e mediotársicas

A *articulação tálus-calcâneo-navicular* (*Articulatio talocalcaneocuboidea*) é uma articulação esférica (enartrose) completa.

A *articulação calcâneo-cuboideia* (*Articulatio calcaneocuboidea*) é uma articulação em sela (epifartrose).

A *articulação navicular-cuboideia* (Articulatio Cuboidonavicularis), as três *articulações navicular-cuneanas* (Articulatio Cuneonavicularis), as duas *articulações intercuneanas* (Articulationes Intercuneiformes), a *articulação cuboide-cuneiforme lateral* (Articulatio Cuneocuboidea), as *articulações meso-metatársicas* (Articulationes Tarsometatarsales) e as *articulações intermetatársicas* (Articulationes Intermetatarsales) são articulações planas (artródias). [56]

Estas articulações (excepto a *articulação tálus-calcâneo-navicular*) são articulações sinoviais planas e não axiais, relativamente aos ossos e ligamentos restritivos, permitindo assim apenas os movimentos de deslizamento. Em conjunto, este conjunto de articulações permite ao pé funcionar como uma unidade semi-rígida ou adaptar-se facilmente às superfícies irregulares durante a sustentação do peso [53][55].

Articulações Metatársico-falângicas e Interfalângicas

As *articulações metatársico-falângicas* (Articulationes Metatarsophalangeales) são articulações elípticas (condilartroses) e as *articulações interfalângicas* (Articulationes Interphalangeales Pedis) são articulações em roldana (trocleartroses) [56].

Estas são articulações sinoviais que em conjunto têm inúmeros ligamentos a reforça-las. Os dedos do pé ao funcionar desta forma facilitam a transferência do peso para o pé oposto durante o balanço do ciclo de marcha, e ajudam a preservar a estabilidade durante a sustentação do peso, exercendo pressão sobre o solo quando necessário. O primeiro dedo é chamado de hálux, o qual, juntamente com a sua articulação é essencial no desenvolvimento da passada [53].

1.4 Ligamentos

Os ligamentos têm por função a união de estruturas ósseas entre si. Sendo tecidos passivos formados principalmente por fibras colágenas⁷ resistentes e elásticas⁸, ligeiramente distensíveis. São tecidos elásticos que quando são ligeiramente distendidos retornam ao seu comprimento original, a

⁷ As **fibras colágenas** ou **conjuntivas** são compostas pela proteína colágeno (proteína mais abundante do reino animal). Formam feixes de fibras brancas, geralmente de contorno ondulado, que se cruzam e entrelaçam, podendo mesmo ramificar-se. Localizam-se geralmente em tendões e em volta de músculos ou nervos. Na derme, são elas que dão resistência à nossa pele, evitando que se rasgue quando esticada.

⁸ As **fibras elásticas** são formadas pela proteína elastina e por microfibrilhas de fibrilhina. São responsáveis pela elasticidade do tecido.

não ser que essa distensão ultrapasse o seu limite elástico. Um ligamento distendido além do seu limite elástico durante uma lesão continua distendido e só volta à normalidade através de uma cirurgia. [52]

Os ligamentos são semelhantes ao músculo e ao osso, pois adaptam-se aos níveis de stress mecânico aumentado ou diminuído por meio da hipertrofia ou da atrofia. O exercício regular realizado durante um determinado período de tempo resulta num aumento do tamanho e da resistência dos ligamentos [61], assim como o aumento da resistência das uniões entre os ligamentos e o osso [62].

Assim, tendo como função principal a união das estruturas ósseas, ao efetuar essa tarefa de importância vital prevenindo que os ossos se afastem entre si, eles estão a reforçar as articulações, fazendo também com que as forças sejam dissipadas de uma forma mais eficiente, resistindo a forças violentas de curta duração. Ao contrário dos músculos, que se opõem a deformações prolongadas. Os ligamentos são ainda responsáveis pelas tensões que formam e mantêm a abóbada plantar, com todas as vantagens inerentes a esta [55].

Nos próximos subcapítulos irão ser definidos de forma mais específica os ligamentos presentes em cada articulação do tornozelo e do pé, bem como algumas das suas funções mais específicas no mecanismo articular respetivo.

1.4.1 Articulação do tornozelo

A articulação do tornozelo (ou articulação talocrural) é reforçada pelos ligamentos tibiofibulares anterior e posterior, assim como pelo ligamento tibiofibular interósseo crural. O ligamento lateral externo – ligamentos talofibulares anterior e posterior e calcaneofibular – reforçam lateralmente a cápsula articular. As quatro faixas do ligamento lateral interno contribuem para a estabilidade articular no lado medial [52].

A articulação do tornozelo executa apenas *movimentos de flexão e de extensão*, que são feitos em torno de um eixo um pouco oblíquo para o lado medial e anterior. A flexão aproxima a face anterior da perna. Essa flexão é limitada pela tensão dos feixes posteriores dos ligamentos laterais interno e externo e a extensão é limitada pela tensão dos feixes anteriores dos mesmos ligamentos [56].

A estrutura ligamentar do tornozelo é mostrada na figura 13 e na figura 14.

Ligamento lateral externo

Este ligamento é constituído por três feixes independentes.

O *feixe anterior* (ou ligamento talofibular anterior) (figura 13.1) que se insere no maléolo externo e na porção antero-lateral do tálus.

O *feixe posterior* (ou ligamento talofibular posterior) (figura 13.2) que se insere no maléolo externo e na face posterior do tálus.

O *feixe médio* (ou ligamento calcaneofibular) (figura 13.3) que se insere no vértice do maléolo externo e na face externa do calcâneo. [56]

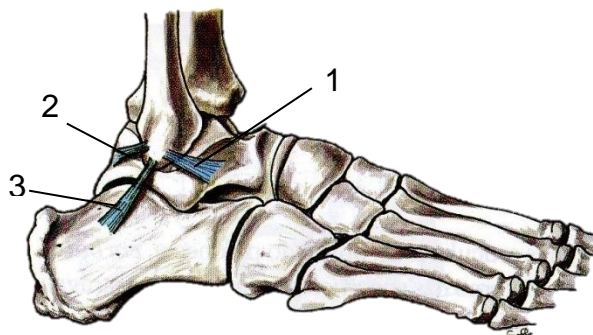


Figura 13 – Articulação do tornozelo vista pela face externa [56]

1. Feixe anterior – 2. Feixe posterior – 3. Feixe médio

Ligamento lateral interno

É constituído por duas camadas, uma superficial e outra profunda.

A *camada superficial* constitui o *ligamento deltóide*, nome derivado da forma do ligamento se parecer a um delta. Este ligamento, na zona proximal, insere-se no vértice do maléolo interno e as suas fibras espalham-se em leque, terminando cada uma num local diferente: as *fibras posteriores* (figura 14.3) na face interna no tálus; as *fibras anteriores* (figura 14.1) no colo do tálus e do navicular; e as *fibras médias* (figura 14.2) na pequena apófise do calcâneo.

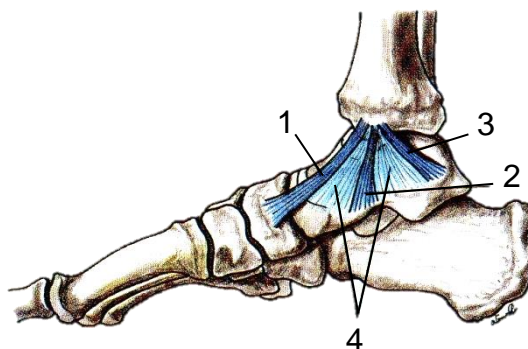


Figura 14 – Articulação do tornozelo vista pela face interna [56]

1. Fibras anteriores do ligamento deltóide – 2. Fibras médias do ligamento deltóide – 3. Fibras posteriores do ligamento deltóide – 4. Camada profunda do ligamento lateral interno [56]

A *camada profunda* (figura 14.4) encontra-se coberta pela camada superficial, na zona proximal insere-se no vértice do maléolo interno e, na zona distal, insere-se na face interna do tálus.

1.4.2 Articulações do pé

Considerando a planta do pé no seu conjunto, a estrutura da planta do pé pode definir-se como se fosse uma abóbada sustentada por três arcos muito importantes, denominados por **arcos plantares** [55]. Estes arcos não são nenhuma estrutura física existente no pé, são apenas linhas imaginárias que ajudam a simplificar a sua análise. Os arcos longitudinais medial e lateral estendem-se desde o calcâneo até aos metatarsos e aos ossos do tarso. O arco transverso é formado pelas bases dos metatarsos [52]. Na figura 15 estão representados esses arcos, para melhor compreensão.

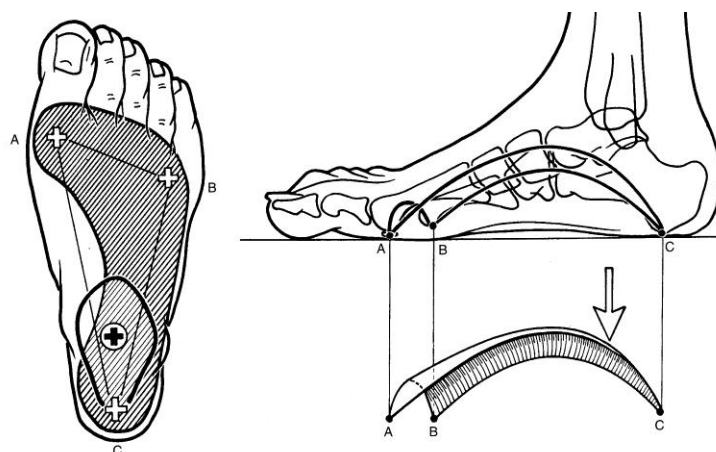


Figura 15 – Representação dos arcos plantares [55].

Estes arcos podem ajudar bastante a perceber o movimento do pé, pois utilizando esta nomenclatura, pode dizer-se que à medida que os arcos se deformam durante a sustentação do peso, a energia mecânica é armazenada nos tendões, nos ligamentos e na fáscia plantar distendidos. Uma quantidade adicional de energia é acumulada nos músculos gastrocnémio e solear conforme eles desenvolvem tensão excêntrica. Durante a fase de impulsão, a energia acumulada em todas essas estruturas elásticas é libertada, contribuindo para a força de impulsão e reduzindo de facto o custo em energia metabólica da marcha ou da corrida.

Vários ligamentos e a fáscia plantar sustentam os arcos plantares. O Ligamento calcâneo-navicular é o sustentáculo primário do arco longitudinal medial, estendendo-se desde o suporte do tálus sobre o calcâneo até à face lateral-inferior do navicular. O ligamento plantar longo proporciona a maior

parte do apoio para o arco longitudinal lateral, com a ajuda do ligamento plantar curto. Espessas faixas fibrosas interligadas de tecido conjuntivo, chamadas fáscia plantar, estendem-se sobre a superfície plantar do pé, ajudando no apoio do arco longitudinal (figura 16). Quando existe tensão muscular, os músculos do pé, em particular o tibial posterior, também proporcionam apoio aos arcos e às articulações que cruzam. [52]

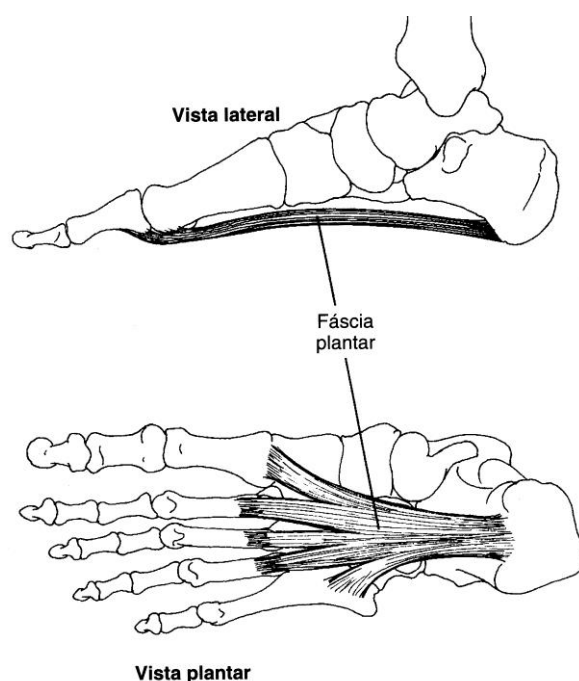


Figura 16 – Fáscia plantar [52]

No pé, existem então vários ligamentos, que serão organizados por grupos de articulações. Assim, irão ser apresentados os ligamentos das articulações: protársicas; pró-mesotársica; meso-metatarsicas; intermetatársicas; metatársico-falângicas e interfalângicas.

1.4.2.1 Articulações protársicas

O tálus e o calcâneo estão unidos por intermédio de duas articulações, uma anterior e outra posterior, separadas pelo seio do tarso. Cada uma com os seus próprios ligamentos.

1.4.2.1.1 *Articulações Subtalar*

A união das articulações subtalares é formada por cinco ligamentos [56]:

O *ligamento talocalcâneo interósseo* (figura 17.2), situado no seio do tarso.

O *ligamento talocalcâneo externo* (figura 17.1), que se estende da face externa do tálus à face externa do calcâneo.

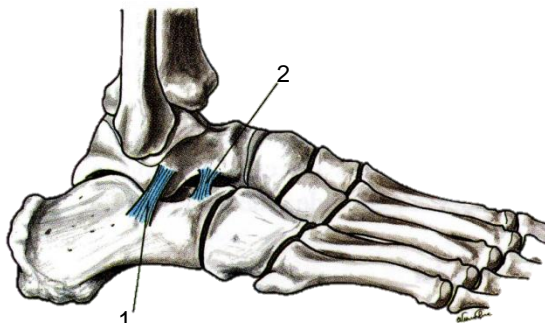


Figura 17 – Articulações subtalares vistas pela face externa [56]

1. Ligamento talocalcâneo externo – 2. Ligamento talocalcâneo interósseo.

O *ligamento talocalcâneo interno* (figura 18.1), que se estende da face interna do tálus ao bordo posterior do sustentaculum tali.

O *ligamento talocalcâneo anterior* (figura 18.3), que se estende desde o colo do tálus à face superior do calcâneo.

O *ligamento talocalcâneo posterior* (figura 18.2), que se estende da face posterior do tálus à face superior do calcâneo.

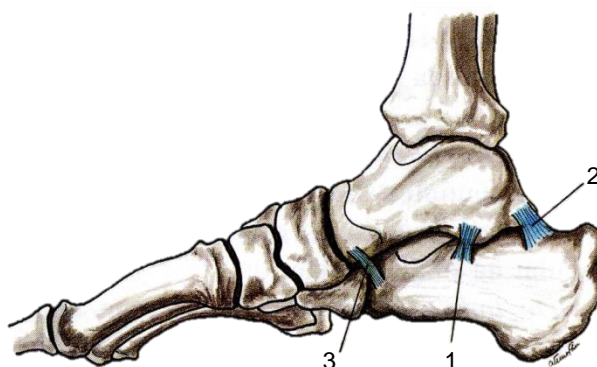


Figura 18 – Articulações subtalares vistas pela face interna [56]

1. Ligamento talocalcâneo interno – 2. Ligamento talocalcâneo posterior – 3. Ligamento talocalcâneo anterior

1.4.2.2 Articulação Mediotársica

A articulação mediotársica, também conhecida por articulação de *Chopart*, é constituída por duas articulações: uma *interna*, a articulação tálus-calcâneo-navicular, e outra *externa*, a articulação calcâneo-cubóide.

A *articulação tálus-calcâneo-navicular* apresenta ligamentos próprios [56]:

O *ligamento tálus-navicular superior* (figura 19.1) vai do colo do tálus ao bordo superior do navicular.

O *ligamento calcâneo-navicular* (figura 20.1) é uma fibrocartilagem que se insere no rebordo inferior da faceta articular do navicular e na pequena apófise do calcâneo.

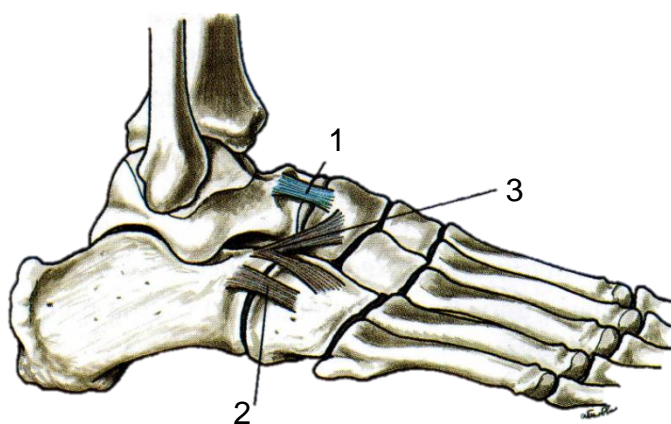


Figura 19 – Articulação mediotársica vista pela face externa [56]
1. Ligamento talo-navicular superior – 2. Ligamento calcâneo-cuboideu superior – 3. Ligamento em Y ou de Chopart.

A *articulação calcâneo-cuboideia* apresenta também ligamentos específicos [56]:

O *ligamento calcâneo-cuboideu superior* (figura 19.2), que se insere no rebordo superior da faceta articular calcaneana e na face superior do cubóide.

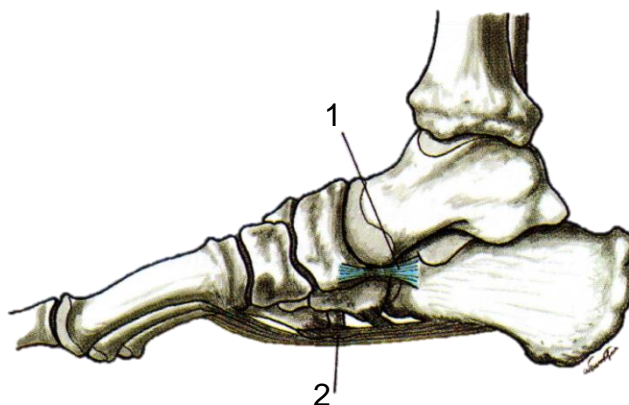


Figura 20 – Articulação mediotársica vista pela face interna [56]
1. Ligamento calcâneo-navicular – 2. Ligamento calcâneo-cuboideu inferior ou grande ligamento plantar

O *ligamento calcâneo-cuboideu inferior* ou *grande ligamento da planta do pé* (figura 20.2), insere-se na face inferior do calcâneo e termina na face inferior do cubóide e na extremidade posterior dos três ou quatro últimos metatársicos.

Além dos ligamentos próprios a cada uma das articulações apresentadas, existe ainda um ligamento comum a ambas. Trata-se do *ligamento em Y* ou *de Chopart* (figura 19.3), que se insere atrás, na face superior do calcâneo, bifurcando em dois feixes que se inserem no navicular e no cuboide.

1.4.2.3 Articulações Mesotársicas

1.4.2.3.1 Articulação cuboide-navicular

Esta articulação é formada pelas facetas que se encontram na extremidade do navicular e do cuboide. Estão presentes um ligamento interósseo, um ligamento superior e um ligamento inferior [56].

O *ligamento superior* (figura 21.1) insere-se no bordo superior do navicular e na face inferior do cubóide.

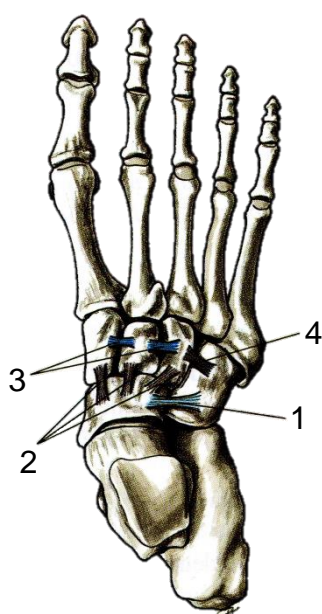


Figura 21 – Articulações mesotársicas vistas pela face superior [56]
1. Ligamento cuboide-navicular superior – 2. Ligamentos superiores das articulações cuneo-naviculares – 3. Ligamentos superiores das articulações intercuneanas – 4. Ligamento superior da articulação cuboide-cuneiforme lateral

O *ligamento interósseo* estende-se entre as porções adjacentes das superfícies articulares do osso.

Já o *ligamento inferior* (figura 22.1) insere-se no bordo inferior do navicular e na face inferior do cubóide.

1.4.2.3.2 *Articulações cuneo-naviculares*

São três articulações entre a face anterior do navicular e os três cuneiformes, que utilizam como meios de união ligamentos superiores e inferiores.

Os *ligamentos superiores* (figura 21.2) são três, inserindo-se cada um no bordo superior do navicular e na porção superior de cada um dos cuneiformes.

Os *ligamentos inferiores* (figura 22.2) são igualmente três, inserindo-se cada um no bordo inferior do navicular e na porção inferior de cada um dos cuneiformes.

1.4.2.3.3 *Articulações Intercuneiformes*

Existem duas articulações entre os três coneiformes, que estão unidos por [56]: dois *ligamentos superiores* (figura 21.3) e dois *ligamentos interósseos* entre os cuneiformes, encontrando-se apenas um *ligamento inferior* (figura 22.3), que se estende entre o cuneiforme intermédio e o cuneiforme medial.

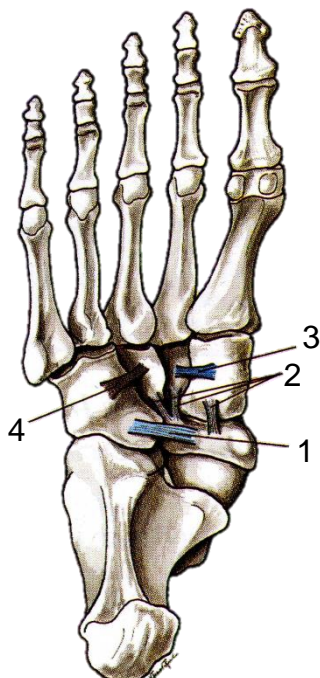


Figura 22 – Articulações mesotársicas vistas pela face inferior [56]

1. Ligamento cuboide-navicular inferior – 2. Ligamentos inferiores das articulações cuneo-naviculares – 3. Ligamento inferior da articulação intercuneana – 4. Ligamento inferior da articulação cuboide-cuneiforme lateral

1.4.2.3.4 *Articulação cuboide-cuneiforme lateral*

Existe também uma articulação entre a face interna do cubóide e a face externa do cuneiforme lateral, que apresentam uma união com [56] um *ligamento superior* (figura 21.4), um *ligamento inferior* (figura 22.4) e um *ligamento interósseo*.

1.4.2.4 Articulações Meso-metatársicas

É uma articulação também conhecida por articulação de Lisfranc e une os cinco metatarsos aos três cuneiformes e ao cubóide.

As uniões são constituídas por *ligamentos interósseos* e diversos *ligamentos superiores* (figura 23.1) e *ligamentos inferiores* (figura 24.1).

1.4.2.5 Articulações Intermetatársicas

São articulações existentes nas extremidades dos quatro últimos metatársicos. O primeiro metatársico é independente.

Encontram-se três articulações entre as extremidades posteriores dos II, III, IV e V metatársicos, que utilizam como meios de união, *ligamentos interósseos*, *ligamentos superiores* (figura 23.2) e *ligamentos inferiores* (figura 24.2).

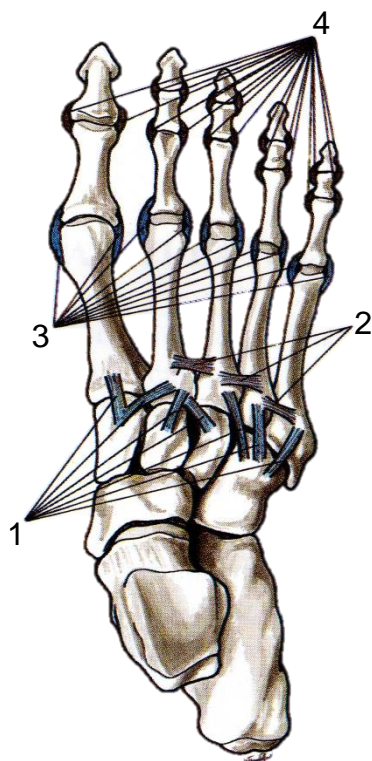


Figura 23 – Articulações meso-metatársicas, intermetatársicas, metatársico-falângicas e interfalângicas, vistas pela face superior [56]

1. Ligamentos superiores das articulações meso-metatársicas – 2. Ligamentos superiores das articulações intermetatársicas – 3. Ligamentos laterais das articulações metatársico-falângicas – 4. Ligamentos laterais das articulações interfalângicas.

1.4.2.6 Articulações Metatársico-falângicas

Cinco articulações unem a extremidade anterior dos metatársicos à extremidade posterior da I falange. Os meios de união só constituídos por uma *cápsula articular*, por dois *ligamentos laterais* (figura 23.3) e pelo *ligamento transverso intermetatársico plantar* (figura 24.3).

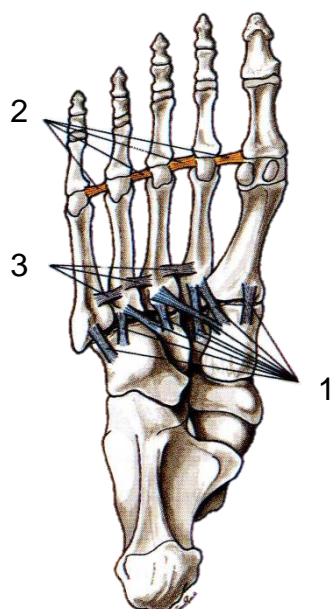


Figura 24 - Articulações meso-metatarsais, intermetatarsais, metatarsico-falângicas e interfalângicas, vistas pela face inferior [56]

1. Ligamentos inferiores das articulações meso-metatarsais – 2. Ligamentos inferiores das articulações intermetatarsais – 3. Ligamento transverso intermetatarsal plantar.

1.4.2.7 Articulações Interfalângicas

São articulações entre a extremidade anterior da primeira falange e a extremidade posterior da II falange, e entre a extremidade anterior da II falange e a extremidade posterior da III falange.

Apresenta uma *fibrocartilagem glenoideia*, uma *cápsula articular* e dois *ligamentos laterais* (Figura 23.4) [56].

1.5 Tendões do pé e tornozelo

Ao contrário dos ligamentos que estabelecem a ligação dos ossos entre si, os tendões têm como finalidade unir os músculos aos ossos, como observado na figura 25. Podem ser distinguidos então dois tipos de tendões:

1. **Tendões flexores**: têm como função elevar o pé e a perna.
Exemplos: Tendão do sóleo e tendões do músculo flexor longo dos dedos.
2. **Tendões extensores**: que permitem a descida gradual do pé.
Exemplos: Tendões do músculo extensor longo dos dedos e tendão músculo extensor longo do hálux.

Tal como os ligamentos, os tendões também são de natureza fibroelástica. Sendo que os tendões são cobertos por uma camada fibrosa que, quando lesionada pode levar a inflamações. Este após colonizado por bactérias conduz a um processo de dor, conhecido por tendinite. Mas tal como os ligamentos, os tendões são tecidos passivos formados principalmente por

fibras colágenas resistentes e elásticas, ligeiramente distensíveis. Também são tecidos elásticos que quando são ligeiramente distendidos retornam ao seu comprimento original, mas quando são distendidos além do seu limite elástico durante uma lesão, só voltam à normalidade através de uma cirurgia [52]. Os tendões cicatrizam sistematicamente para reparar falhas microscópicas internas sofridas ao longo da vida, a fim de continuarem intactos [63].

Os tendões são semelhantes ao músculo e ao osso, pois adaptam-se aos níveis de stress mecânico aumentado ou diminuído por meio da hipertrofia ou da atrofia. O exercício regular realizado durante um determinado período de tempo resulta num aumento do tamanho e da resistência dos tendões [64], assim como o aumento da resistência das uniões entre os ligamentos e o osso [62].

Um dos tendões mais importantes do pé, e do próprio corpo humano, é o **tendão de Aquiles**. Este é considerado o tendão mais grosso e mais forte do corpo, através do qual os gêmeos⁹ exercem a sua força sobre a parte posterior do pé durante a fase propulsiva de atividades como andar, saltar ou correr. Já foi até sugerido que o tendão de Aquiles seria capaz de suportar esforços até 10 toneladas.

À medida que as suas fibras vão descendo, vão-se entrelaçando numa espira com cerca de 90°, com as fibras mediais a passar posteriormente. Admitindo-se que este arranjo incomum explica as evidentes qualidades elásticas do tendão. Por exemplo, o corpo humano ao saltar aterra numa posição ereta com o pé mantido em flexão plantar pelos gêmeos. Esse esforço é suportado pelo tendão de Aquiles, que produz um efeito de recuo elástico. [53]

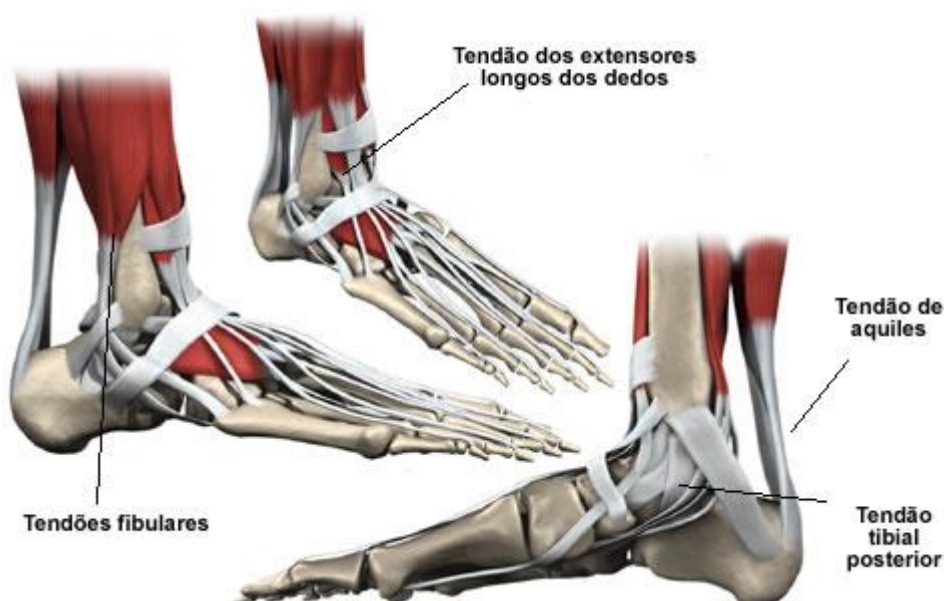


Figura 25 – Tendões no pé e tornozelo [65].

⁹ Gêmeos - nome normalmente chamado a uma proeminência muscular denominada tríceps sural, situada na face pósterio-superior da perna, formada principalmente pelos músculos gastrocnêmio e sóleo.

1.5.1 Bainhas fibrosas e sinoviais dos tendões dos músculos da perna

Estas bainhas fibrosas e sinoviais têm como função proteger os tendões, retendo-os na sua posição. As bainhas sinoviais são importantes para separar tendões e ligamentos na sua interação, bem como para lubrificar essa interação entre eles. No tornozelo assumem especial importância, já que os tendões e os ligamentos anulares interagem fazendo o efeito de roldana, de modo a que seja possível controlar os movimentos do pé através dos músculos da perna.

1.5.1.1 Bainhas fibrosas dos tendões dos músculos da perna

Ao nível do tarso, os tendões encontram-se aplicados contra o plano ósseo por intermédio de três ligamentos anulares descritos e representados abaixo. Eles são: **ligamento anular anterior do tarso**, **ligamento anular externo do tarso** e **ligamento anular interno do tarso**. [56]

Ligamento anular anterior do tarso

O *ligamento anular anterior do tarso* é constituído por duas porções, uma superficial e outra profunda.

A *porção superficial* (figura 26.1) insere-se externamente na grande apófise do calcâneo. Dirige-se depois para cima e para dentro, sendo que ao alcançar o bordo interno do músculo pedioso se separa num ramo superior e noutro inferior. O *ramo inferior* (figura 26.2) termina no bordo interno do pé. O *ramo superior* (figura 26.3) vai originar dois feixes. Um feixe superficial que depois de passar adiante do tendão tibial anterior, se vai inserir no maléolo interno. E um feixe profundo que depois de passar por baixo do tendão tibial anterior, se vai também inserir no maléolo interno.

A *porção profunda* situa-se por baixo dos tendões extensores e por cima do plano esquelético da região.

O ligamento anular interior do tarso vai condicionar três goteiras ósteo-fibrosas: a *interna*, para o tendão do músculo tibial anterior; a *média*, para o tendão do extensor longo do hálux; e a *externa* para os tendões do extensor longo dos dedos e dos fibular anterior.

Ligamento anular externo do tarso

O *ligamento anular externo do tarso* (figura 26.4) estende-se do maléolo externo à face externa do calcâneo e envia um septo¹⁰ que condiciona a formação de duas goteiras ósteo-fibrosas: a *superior*, para o tendão do músculo fíbular curto e a *inferior*, para o tendão do músculo fíbular longo.

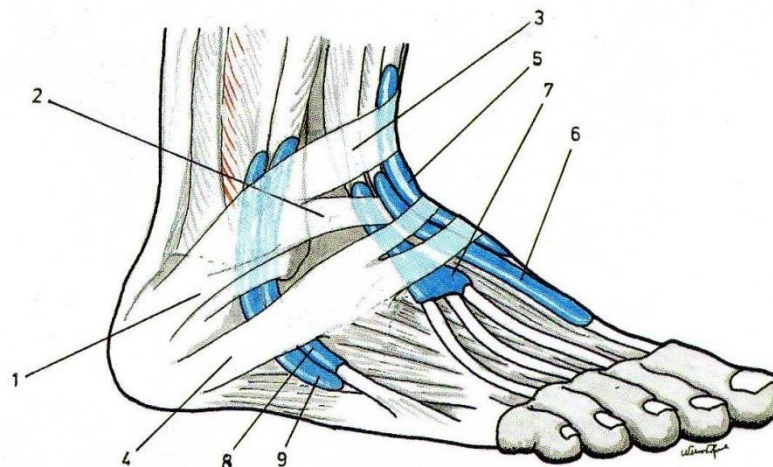


Figura 26 – Ligamentos anulares anterior e externo do tarso e bainhas sinoviais dos tendões da região dorsal e externa do pé. [56]

- 1) Porção superficial do ligamento anular anterior do tarso. - 2) Ramo inferior da porção superficial. - 3) Ramo superior da porção superficial. - 4) Ligamento anular externo do tarso. -
5) Bainha sinovial do tendão do músculo tibial anterior. - 6) Bainha sinovial do tendão do músculo extensor longo do hálux. - 7) Bainha sinovial dos tendões do extensor longo dos dedos e o fíbular anterior. 8) Bainha sinovial do tendão do músculo fíbular curto. - 9) Bainha sinovial do tendão do músculo fíbular longo.

Ligamento anular interno do tarso

O *ligamento anular interno do tarso* (figura 27.1) insere-se do maléolo interno e na face interna do calcâneo. Envia dois septos que condicionam três goteiras ósteo-fibrosas: *uma* para o tendão do músculo tibial posterior; *outra* para os tendões do músculo flexor longo dos dedos e *outra* para o tendão do músculo flexor longo do hálux.

¹⁰ Septo – partição que separa duas cavidades ou dois espaços que contém um material menos denso.

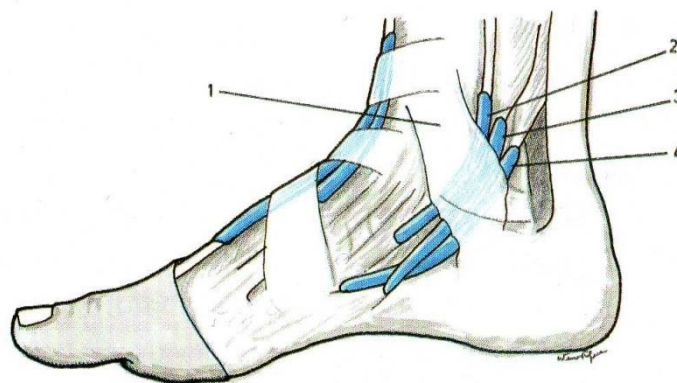


Figura 27 – Ligamento anular do tarso e bainha sinovial dos tendões da região interna do pé. [56]

1) Ligamento anular interno do tarso. – 2) Bainha sinovial do tendão do músculo tibial posterior. – 3) Bainha sinovial do tendão do músculo flexor longo dos dedos. – 4) Bainha sinovial do tendão do músculo flexor longo do hálux.

1.5.1.2 Bainhas sinoviais dos tendões dos músculos da perna

Cada um dos tendões que se encontra nas diferentes goteiras ósteo-fibrosas é envolvido por uma bainha sinovial.

Encontram-se três bainhas sinoviais na região anterior, duas na região externa e três na região interna. As bainhas sinoviais são cíclicas e envolvem os tendões que passam nas goteiras ósteo-fibrosas.

As bainhas sinoviais existentes na região anterior são:

1. A *interna*, que envolve o tendão do músculo tibial anterior (figura 26.5);
2. A *média*, que envolve o tendão do músculo extensor longo do hálux (figura 26.6);
3. A *externa*, que envolve os tendões do extensor longo dos dedos e o fíbular anterior (figura 26.7).

As bainhas sinoviais existentes na região externa são:

1. A *superior*, que envolve o tendão do músculo fíbular curto (figura 26.8);
2. A *inferior*, que envolve o tendão do músculo fíbular longo (figura 26.9).

As bainhas sinoviais existentes na região interna são:

1. Uma que envolve o tendão do músculo tibial posterior (figura 27.2);

2. Outra que envolve o tendão do músculo flexor longo dos dedos (figura 27.3);
3. Uma outra que envolve o tendão do músculo flexor longo do hálux (figura 27.4).

1.5.1.3 Bainhas fibrosas e sinoviais dos tendões musculares ao nível da planta do pé

Na planta do pé encontram-se, em cada um dos dedos, *cinco bainhas sinoviais* (figura 28.1) que não comunicam entre si.

Estas bainhas sinoviais são reforçadas pelas bainhas *fibrosas dos dedos*. Cada uma destas bainhas fibrosas é formada por uma porção anula, situada ao nível das articulações, e por fibras oblíquas entrecruzadas e situadas entre as articulações.

Só as bainhas sinoviais dos tendões do músculo longo flexor dos dedos (figura 28.2) e do flexor longo do hálux (figura 28.3) é que atingem a porção média da planta do pé.

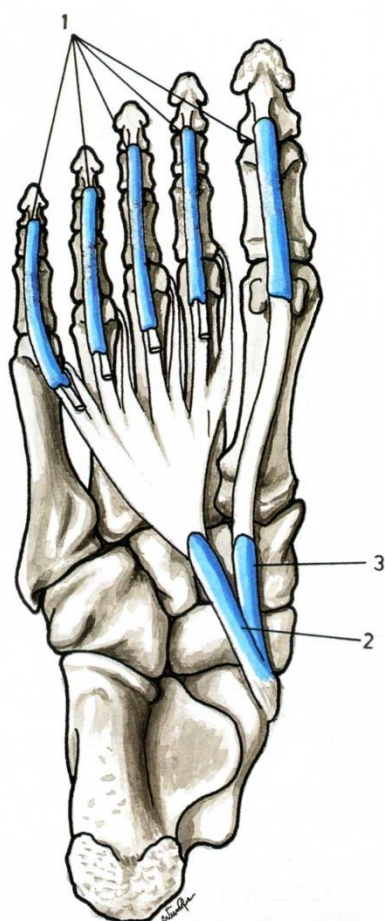


Figura 28 – Bainhas sinoviais dos tendões ao nível da região plantar do pé. [56]
1) Bainhas sinoviais digitais. – 2) Bainha sinovial do tendão longo flexor dos dedos. – 3) Bainha sinovial do tendão flexor longo do hálux.

1.6 Músculos

Os músculos do pé são responsáveis pelas funções de conservação da forma (ao contraírem estabilizam as articulações e mantêm as posições das estruturas), movimento de substâncias dentro do corpo (regulam por exemplo a intensidade do fluxo sanguíneo), produção de calor (quando o tecido muscular contrai produz calor e grande parte desse calor é utilizado pela manutenção da temperatura corporal), ação propulsora e função anti-gravitacional decorrentes das atividades diárias.

Os músculos são estruturas individualizadas que cruzam uma ou mais articulações e que através da sua contração são capazes de gerar movimento. Este movimento é efetuado por células especializadas denominadas por fibras musculares, cuja energia latente é ou pode ser controlada pelo sistema nervoso. Os músculos são assim estruturas capazes de transformar energia química em energia mecânica.

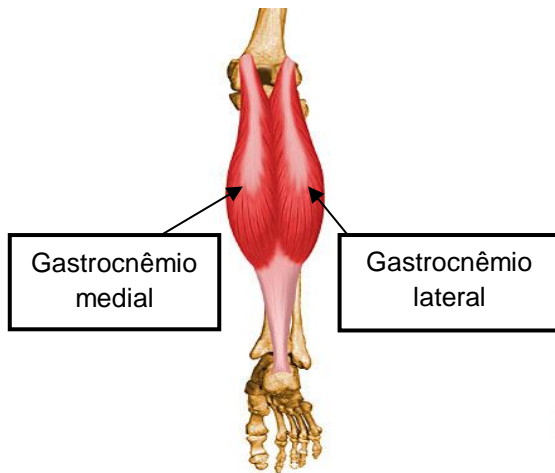
O músculo vivo é de cor vermelha, denotando a existência de pigmentos e de grande quantidade de sangue nas fibras musculares.

O sistema muscular no pé e tornozelo pode ser dividido em músculos extrínsecos e intrínsecos.

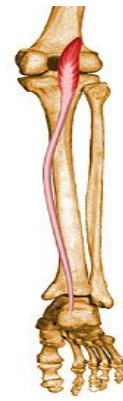
Segundo esta classificação, os músculos extrínsecos têm origem na perna (abaixo do joelho) e inserem-se no pé, de modo a controlar as ações do tornozelo e da movimentação dos dedos do pé. E podem dividir-se em três grupos musculares [56]:

- **Posterior** – constituído pelos músculos gastrocnêmio medial e lateral (comumente chamados de gêmeos), sóleo, plantar delgado, tibial posterior, flexor longo do hálux e flexor longo dos dedos;
- **Externo** – constituído pelo músculo fíbular longo e fíbular curto;
- **Anterior** – constituído pelo músculo tibial anterior, extensor longo dos dedos, extensor longo do hálux e fíbular anterior.

A Figura 29 representa os músculos do **grupo posterior**, **grupo externo** e **grupo anterior**, bem como a ação que cada um executa.

Gastrocnêmio
medialGastrocnêmio
lateral

- 1) Músculos gastrocnêmios
medial e lateral.
Ação: Flexão do joelho e
flexão plantar do pé



- 2) Plantar delgado.
Ação: Auxilia na flexão
do joelho e flexão
plantar do pé



- 3) Sóleo.
Ação: Flexão plantar do
pé



- 4) Tibial posterior.
Ação: Flexão plantar e
inversão do pé



- 5) Flexor longo dos dedos.
Ação: Flexão da 1ª, 2ª e 3ª
falanges, flexão plantar e
inversão do pé



- 6) Flexor longo do hálux.
Ação: Flexão do hálux, flexão
plantar e inversão do pé

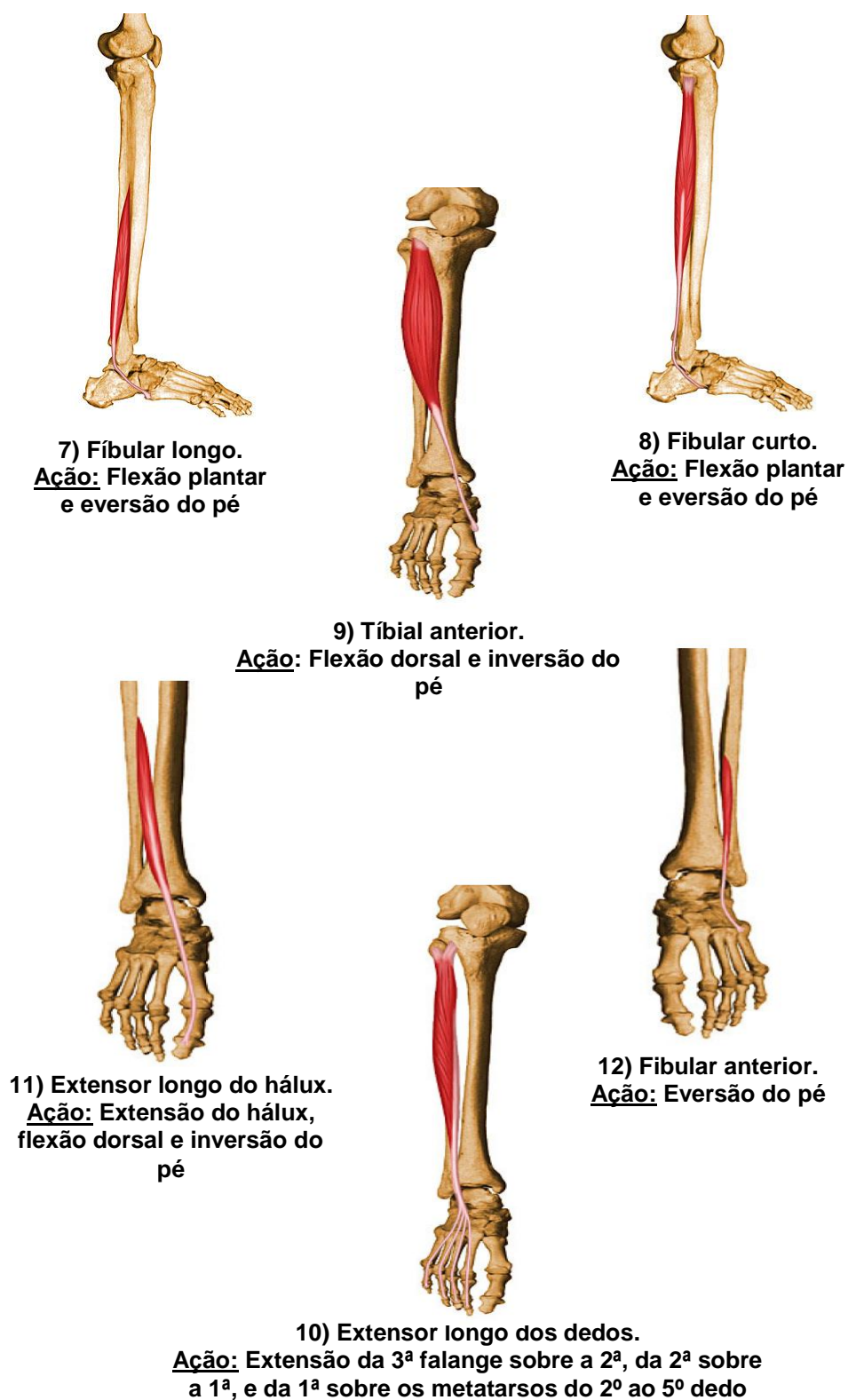


Figura 29 – Músculos dos grupos posterior, externo e anterior com descrição de ações. [67]

- 1) Músculos gastrocnêmios medial e lateral; 2) Plantar delgado; 3) Sóleo; 4) Tibial posterior;
5) Flexor longo dos dedos; 6) Flexor longo do hálux; 7) Fíbular longo; 8) Fíbular curto;
9) Tíbio anterior; 10) Extensor longo dos dedos; 11) Extensor longo do hálux; 12) Fibular anterior.

Quanto aos músculos intrínsecos, eles têm origem abaixo da articulação do tornozelo e inserem-se no dorso ou na planta do próprio pé, como é o caso do músculo extensor curto do hálux, extensor curto dos dedos e mais 15 pequenos músculos, representados da figura 30 à figura 33. A sua função é realizar a movimentação dos dedos do pé. [15]

Os músculos intrínsecos são assim uma grande quantidade de músculos organizados de forma complexa ao redor da estrutura óssea do pé, pelo que serão apresentados de forma esquemática e podem ser divididos em cinco grupos [56]:

- Músculos dorsais do pé;
- Músculos plantares internos do pé;
- Músculos plantares externos do pé;
- Músculos plantares médios do pé;
- Músculos interósseos do pé.

Músculos dorsais do pé

O único músculo dorsal do pé é o músculo pedioso ou extensor curto dos dedos. É visível numa vista dorsal do pé, representado esquematicamente na figura 30.1, e a sua ação é a extensão do 1º ao 4º dedo.

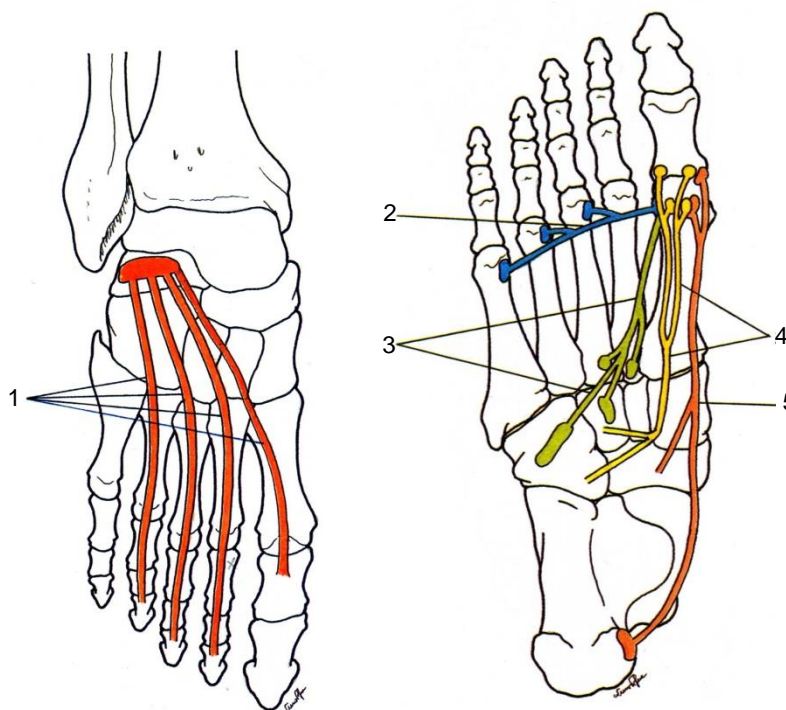


Figura 30 – Vista esquemática dos músculos dorsais do pé (à esquerda) e dos músculos plantares do pé (à direita). [56]

1) Músculos dorsais do pé. – 2) Inserções dos feixes transversos do abdutor do hálux. – 3) Inserções dos feixes oblíquos do abdutor do hálux. – 4) Inserções do flexor curto do hálux. – 5) Inserções do adutor do hálux.

Músculos plantares internos do pé

Os músculos plantares internos do pé destinam-se ao hálux e são os músculos adutor do hálux, flexor curto do hálux e abdutor do hálux. Sendo visíveis numa vista plantar do pé.

O **músculo adutor do hálux** é o mais superficial e o mais longo músculo da região plantar interna, está representado na figura 30.5 e a sua ação é a adução do hálux.

O **músculo flexor curto do hálux** encontra-se situado por baixo do músculo adutor do hálux, está representado na figura 30.5 e a sua ação é a flexão da articulação metatársico-falangeana do hálux, ou seja, flexor do hálux.

O **músculo abdutor do hálux** encontra-se situado por fora do flexor curto do hálux e é constituído por dois feixes: o *abdutor oblíquo* (figura 30.3) e o *abdutor transverso* (figura 30.2). Este músculo é responsável pela ação de flexão e abdução do hálux.

Músculos plantares externos do pé

Os músculos plantares externos do pé destinam-se ao quinto dedo do pé, sendo eles o músculo abdutor do pequeno dedo, flexor curto do pequeno dedo e oponente do pequeno dedo. Sendo estes visíveis numa vista plantar do pé.

O **músculo abdutor do pequeno dedo** é o músculo mais superficial e mais desenvolvido deste grupo. A sua função é a flexão e abdução do pequeno dedo, sendo representado na figura 31.1.

O **músculo flexor curto do pequeno dedo** encontra-se situado por cima do abdutor e para dentro do oponente, sendo a sua função a flexão do pequeno dedo. Estando representado na figura 31.2.

O **músculo oponente do pequeno dedo** encontra-se situado por fora do músculo anterior, sendo por vezes confundido com este. A sua função é também a flexão do pequeno dedo e está representado na figura 31.3.

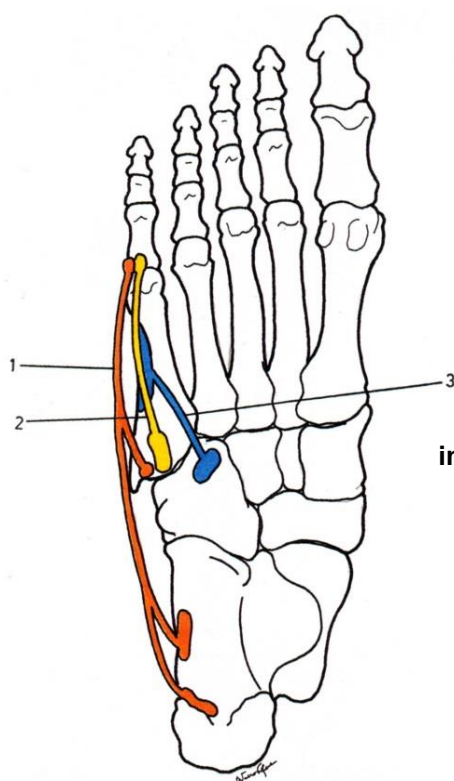


Figura 31 – Esquema das inserções dos músculos plantares externos do pé. [56]

- 1) Inserções do abdutor do pequeno dedo.
- 2) Inserções do flexor curto do pequeno dedo.
- 3) Inserções do oponente do pequeno dedo.

Músculos plantares médios do pé

O grupo dos músculos plantares médios do pé encontra-se entre os grupos plantares externo e interno. Este grupo é constituído pelos músculos flexor curto plantar, quadrado de Sylvius ou acessório do flexor longo e pelos lombricóides. Estes músculos são representados numa vista plantar do pé, mas dispõem-se, da superfície para a profundidade, em dois planos: um *superficial*, representado apenas pelo flexor curto plantar e um *profundo*, constituído pelo quadrado de Sylvius ou acessório do flexor comum dos dedos e pelos quatro lombricóides.

O **músculo flexor curto plantar** (figura 32.1) é o mais superficial de todos os músculos da zona plantar média. Os seus feixes musculares originam quatro tendões que se inserem na extremidade posterior da segunda falange dos quatro últimos dedos. A sua ação é a flexão dos quatro últimos dedos.

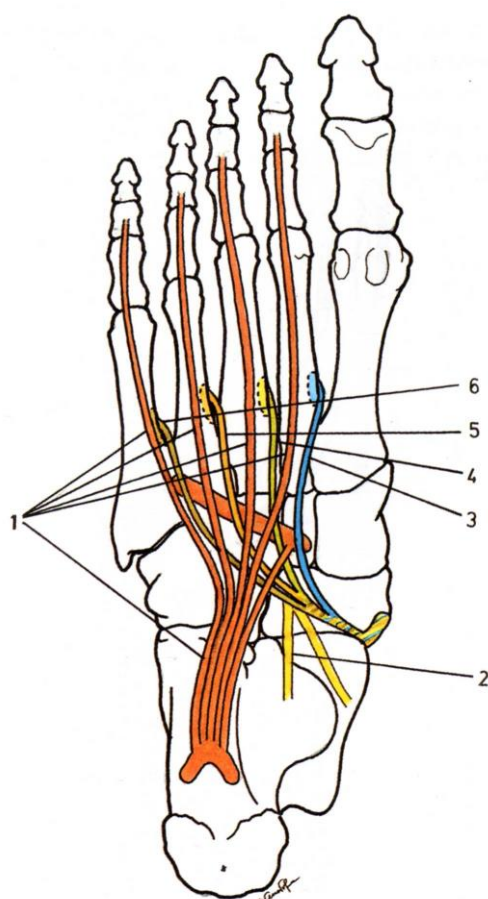


Figura 32 – Esquema das inserções musculares plantares médias do pé. [56]

1) Músculo flexor curto plantar. – 2) Músculo quadrado de Sylvius. – 3) Músculo 1º lombricóide. – 4) Músculo 2º lombricóide. – 5) Músculo 3º lombricóide. – 6) Músculo 4º lombricóide.

O **músculo quadrado de Sylvius** (figura 32.2) ou **acessório do flexor longo comum dos dedos** encontra-se profundamente situado na porção posterior da região plantar, no mesmo palmo dos tendões do flexor comum dos dedos. Começa na parte posterior por dois feixes, nas tuberosidades interna e externa do calcâneo, acabando os feixes musculares por se fixar no bordo extremo do tendão do flexor comum dos dedos. A sua ação é auxiliar ao longo do flexor comum dos dedos.

Os **músculos lombricóides** são quatro, 1º (figura 32.3), 2º (figura 32.4), 3º (figura 32.5) e 4º (figura 32.6), indo de dentro para fora, estando situados entre os tendões terminais do flexor comum dos dedos. A sua ação é flectir a primeira falange e estender as outras duas.

Músculos interósseos do pé

São músculos que estão situados nos espaços intermetatársicos.

Estes espaços estão preenchidos pelos músculos interósseos que se dividem em *interósseos plantares* e *interósseos dorsais*.

Existem sete músculos interósseos, sendo quatro dorsais e três plantares.

Para facilitar o estudo destes músculos, considera-se o *eixo do pé* como uma linha imaginária que une o meio da articulação tibio-társica à extremidade anterior do 2º dedo.

Os **músculos interósseos plantares** são músculos que têm como características comuns ocuparem apenas metade do espaço interósseo, inserirem-se apenas num metatársico e dirigirem-se para o dedo que se segue ao metatársico onde se inserem. Todos os músculos interósseos plantares vão ter como ponto de inserção a face do metatársico que olha para o eixo do pé.

As funções dos músculos interósseos plantares são a flexão da primeira falange (à qual estão ligados), podendo estender as outras duas, e aproximar os dedos do eixo do pé.

Numa vista plantar esquemática da figura 33 estão representados o 1º *interósseo plantar* (figura 33.1), o 2º *interósseo plantar* (figura 33.2) e o 3º *interósseo plantar* (figura 33.3).

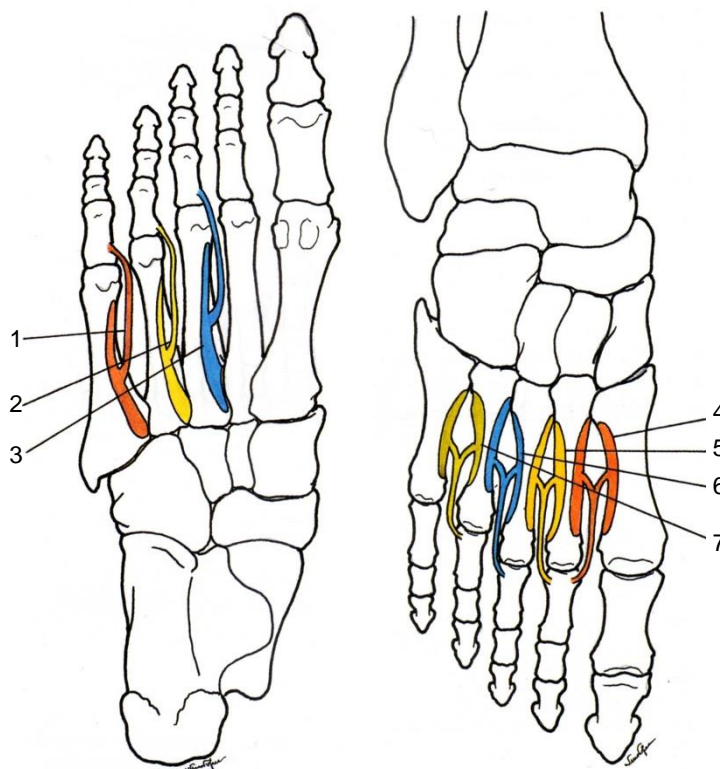


Figura 33 – Esquema das inserções dos músculos interósseos plantares (à esquerda) e dorsais (à direita). [56]

- 1) Inserções do 3º interósseo plantar. – 2) Inserções do 2º interósseo plantar. –
- 3) Inserções do 1º interósseo plantar. – 4) Inserções do 1º interósseo dorsal. –
- 5) Inserções do 2º interósseo dorsal. – 6) Inserções do 3º interósseo dorsal. –
- 7) Inserções do 4º interósseo dorsal.

Músculos interósseos dorsais

Estes músculos têm como características comuns ocuparem as duas metades do espaço interósseo, inserirem-se nos dois metatársicos que limitam este espaço e dirigirem-se para o dedo correspondente ao metatársico onde as inserções musculares são mais extensas. O tendão dos músculos interósseos dorsais, como o dos interósseos plantares, envia, por vezes, uma expansão ao tendão extensor do dedo correspondente.

As funções dos músculos interósseos dorsais são a flexão da primeira falange, podendo estender as duas restantes, e afastar os dedos do eixo do pé.

Numa vista plantar esquemática da figura 33 estão representados o 1º *interósseo dorsal* (figura 33.4), o 2º *interósseo dorsal* (figura 33.5), o 3º *interósseo dorsal* (figura 33.6) e o 4º *interósseo dorsal* (figura 33.7).

1.7 Patologias e problemas associados ao pé

Os membros inferiores são os responsáveis por toda a sustentação do corpo humano, tendo por isso um papel fundamental na postura do indivíduo, ciclo de marcha e desempenho. Por desempenharem um papel de suporte da estrutura, as mais variadas agressões podem ser críticas e gerar patologias em mais membros do corpo, sendo essa uma das causas que mais dor e desconforto geram na população. Apresentam influência direta na postura do corpo humano, mesmo com pequenas alterações relativamente ao expectável podem causar desvios de postura dos segmentos anatómicos.

É então crucial conhecer alguns dos problemas associados ao pé e as patologias que normalmente são geradas por influência dos membros inferiores. Estas patologias irão permitir uma análise mais cuidada do que está envolvido em todo o estudo efectuado.

Na figura 34 estão representadas de forma esquemática algumas dessas patologias mais comuns, mas existem mais, sendo que algumas das mais relevantes são:

- Escoliose: encurvamento anormal da coluna vertebral. Ela pode deformar-se para a esquerda ou para a direita, resultando num formato de “S” ou “C”. [69]
- Coxoartrose: é a artrose da articulação coxofemoral, isto é, é um processo degenerativo da cartilagem presente na articulação formada pela cabeça do fémur e o acetábulo composto pelos ossos da bacia. [70]

- Hematomas plantares (calos e calosidades): geralmente formados por uma bolsa serosa (higroma) superficial ou profunda que comprime o nervo causando dor e infecção. As calosidades diferem dos calos somente pela extensão da área afetada nos pés, sendo mais alagada e menos profunda. Também estão relacionados à produção em excesso de células de pele mortas. [71]
- Dedos em garra: caracterizados por uma contração dos dedos em consequência de um desequilíbrio entre os tendões da zona dorsal e plantar dos dedos. [72]
- Fasceíte plantar: sentida como uma dor plantar, ou da fáscia plantar. Caracterizada por uma inflamação ocasionada por microtraumatismos de repetição na origem da tuberosidade medial do calcâneo. As forças de tracção durante o apoio levam ao processo inflamatório, que resulta em fibrose¹¹ e degeneração das fibras fasciais que se originam no osso. [73]
- Esporões no calcâneo: são excrescências (ou saliências) ósseas no calcanhar que podem desenvolver-se em consequência de uma tensão excessiva no calcâneo por parte dos tendões ou da fáscia plantar. [74]
- Ongnicogrifoses (unhas engrossadas): caracterizada pelo grau mais extremo de hipertrofia ungueal (desenvolvimento anormal da unha). A lâmina ungueal encontra-se engrossada, hiperqueratósica, opaca e sem união com o seu leito. [75]

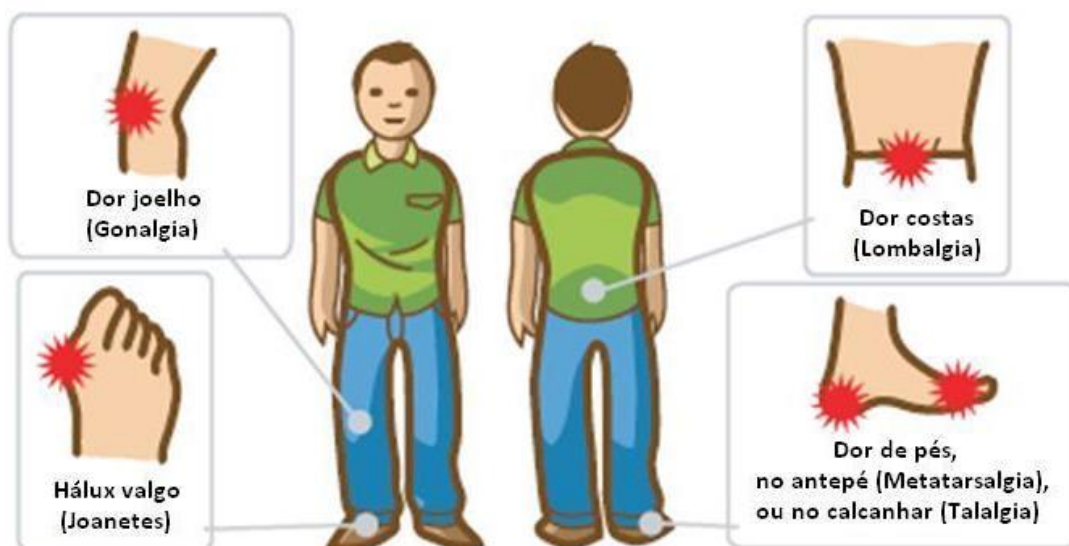


Figura 34 – Representação esquemática de algumas patologias associadas ao pé. [68]

¹¹ **Fibrose** – formação ou desenvolvimento de tecido conjuntivo em determinado órgão ou tecido como parte de um processo de cicatrização ou de degeneração fibróide. [73]

Capítulo 2

2 Biomecânica do pé

A biomecânica que vai ser analisada neste capítulo incide sobre os movimentos do pé e tornozelo de uma forma geral, isto é, não serão analisados os movimentos de cada osso individualmente, mas sim o movimento de todo o conjunto. Deste modo, serão apresentados os tipos de movimento efetuados pelo pé nos diferentes planos anatômicos, contextualizando com os vários movimentos efetuados ao longo do ciclo de marcha, e os tipos de forma de pé mais comuns no Homem.

2.1 Tipos de movimentos do pé

Os movimentos do pé podem ser divididos de acordo com o plano onde se realiza o movimento, assim, temos movimentos no plano sagital, no plano frontal, no plano transversal e ainda movimentos triplanares, que englobam os três planos.

Os movimentos efetuados no plano sagital são a **dorsiflexão e plantiflexão** sendo, respectivamente, os movimentos de aproximação e afastação da parte dorsal do pé à parte anterior da perna (figura 35). A amplitude máxima na dorsiflexão é em média 20° e os músculos a atuar para realizar este movimento são o tibial anterior, o extensor longo dos dedos e o fibular anterior.

Na plantiflexão os músculos mais activos são o sóleo e os gastrocnêmios, com uma amplitude média de 50°, uma vez que o calcanhar é elevado do chão baixando o pé e procurando alinhá-lo com o eixo da perna.

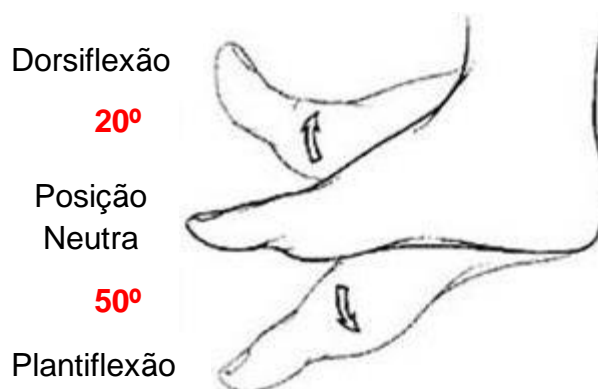


Figura 35 – Movimentos do pé no plano sagital. [9]

Os movimentos no plano frontal incluem a **inversão** e a **eversão**, que são efectuados ao rodar a parte lateral do pé para a parte medial da perna (inversão) ou ao rodar a parte medial do pé para a parte lateral da perna (eversão), como representado na figura 36. O movimento de eversão ocorre utilizando os músculos fibular curto e longo, auxiliado pelos músculos extensor longo dos dedos e fibular terceiro. Sendo a amplitude máxima média da eversão de 7°.

Já o movimento de inversão utiliza principalmente o músculo tibial posterior, sendo este auxiliado pelos músculos gastrocnêmios, sóleo e flexor longo dos dedos. A amplitude máxima média da inversão é de 20°.



Figura 36 – Movimentos do pé no plano frontal [9].

No plano transversal, ocorrem os movimentos de **abdução** e **adução** (figura 37), caracterizados pelos movimentos dos dedos de forma a apontar para fora e para dentro, respectivamente. A amplitude média da abdução é de 35° e a amplitude média da adução é de 45°, quando estes movimentos ocorrem apenas no pé. Já que quando estes movimentos são efetuados com

auxílio de toda a perna, as amplitudes podem aumentar até 90° em cada direcção, como é visto nas bailarinas [53].



Figura 37 – Movimentos do pé no plano transversal. [9]

A **Pronação** (figura 38) é um movimento triplanar, que ocorre com uma combinação de movimentos formados por uma eversão do calcâneo, abdução e dorsiflexão, onde o calcâneo se move em relação ao tálus. Sendo a amplitude máxima média de 20°.

Enquanto a **supinação** (figura 38), sendo também um movimento triplanar, é o oposto da pronação, ocorrendo uma inversão do calcâneo, adução e plantiflexão. Sendo a amplitude máxima média de 62°.

A pronação e supinação do pé são resultantes de uma combinação de movimentos entre a articulação subtalar e mediotársica.

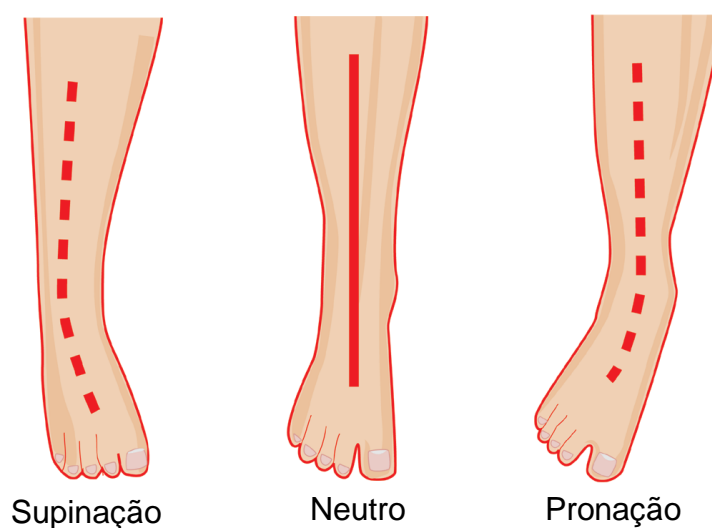


Figura 38 – Movimentos do pé direito no plano transversal. [77]

Ciclo de marcha no pé

É designado por ciclo de marcha a sequência de movimentos que ocorre entre dois contactos sucessivos do mesmo pé com o solo. Com isto, podemos considerar o ciclo de marcha tal como está representado na figura 39. Este dá início ao ciclo com o contacto do pé direito no solo, pela parte do calcanhar, e termina quando ocorrer o próximo contacto do calcanhar do pé direito no solo.

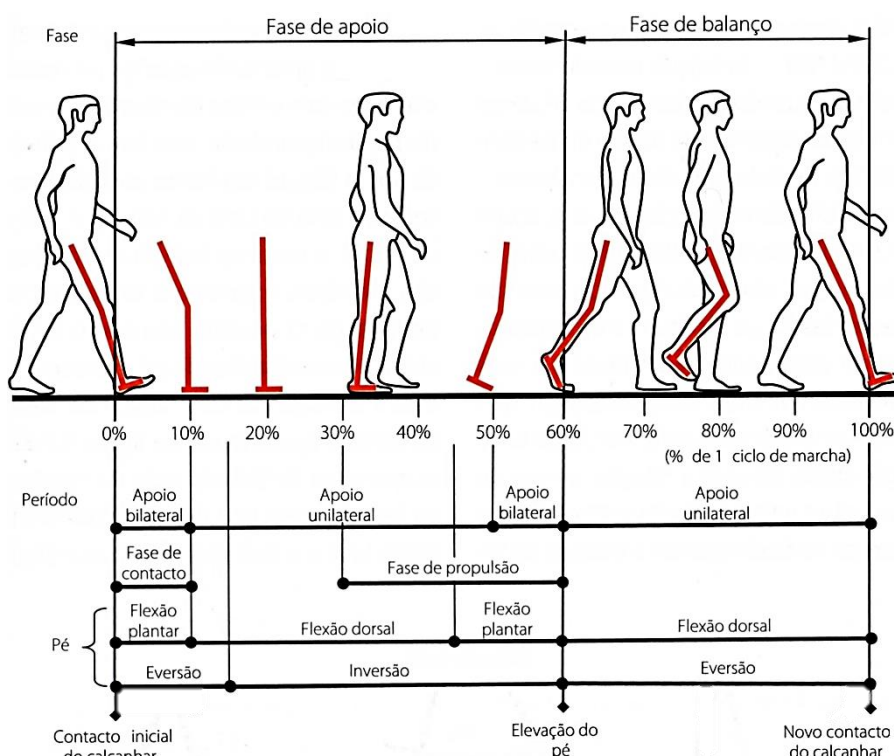


Figura 39 – Resumo esquemático de um ciclo de marcha completo da perna direita. [8]

Em cada contacto com o solo durante o ciclo de marcha, podemos definir as três fases principais do movimento, em que começa com o contacto da parte posterior do pé com o solo, seguido de um apoio da parte posterior e anterior e termina com o impulso com a parte anterior do pé. Tal como mostra a figura 40.

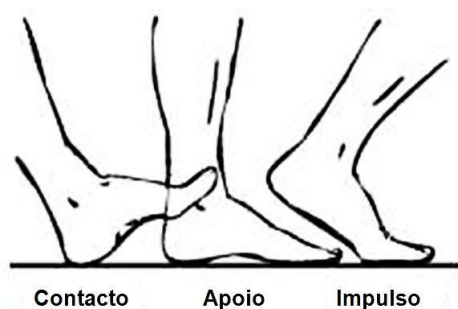


Figura 40 – As três fases de contacto do pé com o solo no ciclo de marcha. [77]

Ao longo das diferentes fases de contacto do pé com o solo, podemos ainda referir como se distribuem as pressões plantares. Na figura 41, podemos confirmar que no início do ciclo de marcha toda a pressão plantar se concentra no calcanhar. Na fase seguinte de apoio, existe uma rotação que origina uma distribuição de pressões plantares ao longo da planta do pé, e por fim a fase de impulso, com todas as pressões a serem aplicadas no lado anterior da planta do pé. Esta sequência de forças está representada ao longo da linha que percorre a planta do pé na figura 41, bem como as áreas de pressões plantares mais significativas.

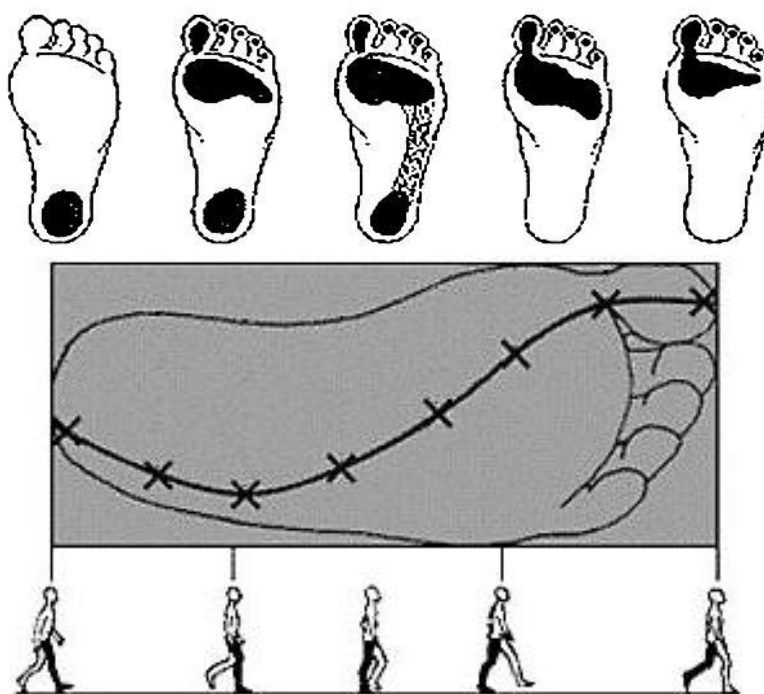


Figura 41 – Distribuição de pressões plantares no ciclo de marcha. [78]

2.2 Tipos de formas de pé

Ao estudar a anatomia do pé, deve ter-se em consideração que nem todos os pés são iguais, pois, existem vários tipos de pés ao estudar a população. Em que para os diferenciar, podemos verificar quais os desvios do tipo de pé em causa em relação ao pé dito normal, que tem a forma e proporções mais adequadas para a eficiente utilização do corpo humano durante a marcha, especialmente no apoio.

Tendo em conta a forma da arcada plantar, existem três tipos de pé (formas) mais comuns na população, e eles são o pé raso, o pé cavo e o pé normal, tal como representado na figura 42 e descritos em detalhe posteriormente.



Figura 42 – As três formas de pé mais comuns. [79]

O **pé raso** é um pé com uma arcada muito baixa, a sua impressão plantar é muito larga a ligação entre o calcanhar e a planta é quase uma reta. Assim, na passada, ele ataca o solo pelo calcanhar exterior rodando depois excessivamente para dentro (pronação) o que é frequente causar lesões. Como pé raso proporciona uma passada com uma pronação acentuada, relativamente ao pé normal, este tipo de pé é também denominado por pronador (ou valgo). Ao caminhar ou correr, o pé raso permite uma grande distribuição de forças pela planta do pé, mas ao não proporcionar um arco plantar normal faz com que não seja gerada a estabilidade adequada a essas atividades. Por isso, o paciente deve optar por calçado com estabilidade extra, evitando calçado com muita capacidade de amortecimento de impactos ou demasiadamente flexíveis. Cerca de 20 a 25% da população tem o pé raso [80].

O **pé normal** é um pé com uma arcada normal, em que a sua impressão plantar mostra uma curva na parte interna mas o calcanhar e a planta estão ligados. Este tipo de pé ataca o solo pelo calcanhar exterior rodando depois para dentro de modo a distribuir as forças de impacto. O paciente com o pé normal pode escolher qualquer tipo de calçado, sendo assim a estabilidade o factor a privilegiar. Um corredor “neutro” é geralmente mais eficiente na passada e o risco de lesões é menor. Estima-se que cerca de 50% da população tem o pé normal [80].

Já o **pé cavo** mostra uma impressão plantar com pouca (ou nenhuma) ligação entre o calcanhar e a planta. Este tipo de pé ataca o solo pelo calcanhar exterior mas não consegue rodar o suficiente pelo que não distribui os impactos convenientemente. O pé cavo é também denominado por supinador (ou varo), devido a este apresentar uma passada com uma supinação mais acentuada que o pé normal. Neste caso, como a estabilidade é conseguida pelo elevado arco plantar e a reduzida área de contacto com o chão irá gerar pressões plantares mais elevadas (relativamente aos outros tipos de pé), o paciente deve escolher calçado com bom amortecimento e flexibilidade, evitando sapatos com demasiada estabilidade. Cerca de 20 a 25% da população tem o pé cavo [80].

Na figura 43, podem notar-se as diferenças a nível de impressão plantar, destes tipos de pé. Está ainda representado esquematicamente qual o desvio das forças em cada tipo de pé relativamente ao pé normal (provocadas pela pronação ou supinação excessiva) e por fim as diferenças nos desvios provocados ao nível do tornozelo em ambas as pernas, representados numa vista posterior.

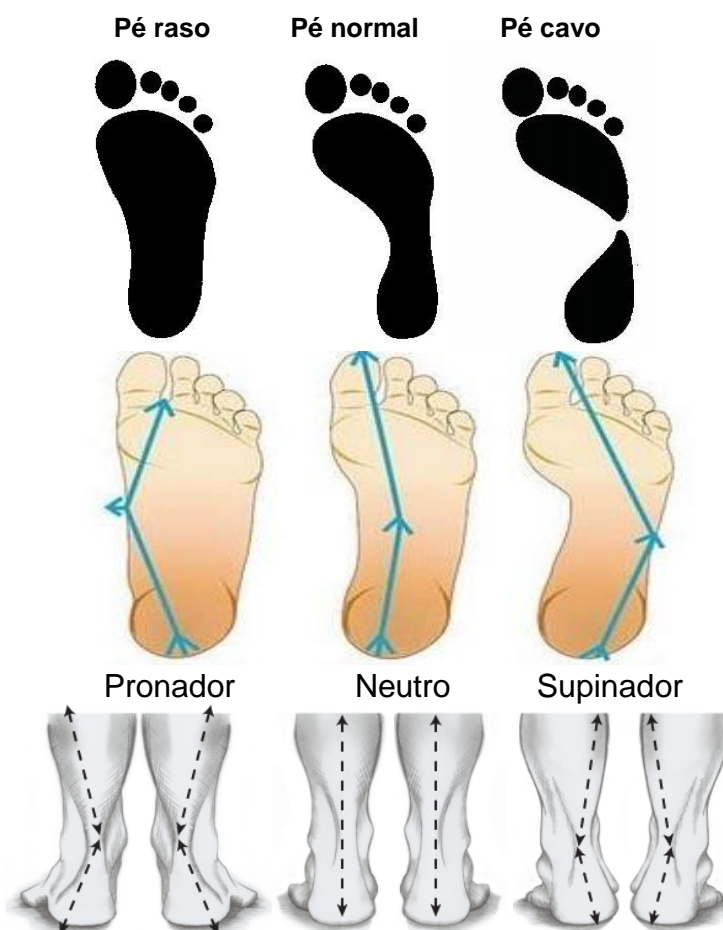


Figura 43 – Impressões plantares típicas do pé direito raso, normal e cavo (em cima [81]); esquema do desvio de forças na planta do pé direito (ao centro [82]); e desvios típicos do alinhamento convencional anatômico nas duas pernas (em baixo [76]).

O **pé raso ou pronador** descreve um ângulo da articulação inferior ao normal, enquanto no **pé cavo ou supinador** se nota que a angulação é superior ao normal, isto tendo em vista o alinhamento convencional anatômico. Estes desvios do alinhamento convencional anatômico provocam vários problemas graves que mais tarde se podem traduzir em patologias, se não forem detectados e corrigidos a tempo.

O **pé raso** não causa obrigatoriamente problemas, uma vez que distribui de forma mais eficaz as forças na planta do pé. No entanto, é comum este tipo de pé começar a causar problemas com o avançar da idade e com o crescimento do pé, já que por ser bastante flexível nunca tem o arco plantar correto, aplanando-se em demasia em caminhada ou corrida [80]. A figura 44, representa o que acontece numa passada com impacto mais forte que o normal, em que o paciente com o pé raso ao assentar toda planta do pé no chão, faz com que sejam desenvolvidas pressões laterais críticas na articulação do joelho. Observando os esquemas ao centro da figura 43, são visíveis as diferenças na linha de forças da passada entre o pé raso e o pé normal, em que no pé raso será desenvolvida uma força anormal no sentido

medial do pé (que será aplicada no joelho) contrariamente ao pé normal, que com o devido alinhamento anatómico distribui as forças corretamente ao longo do corpo. Já no dia-a-dia, com a articulação "angular" no joelho, o simples andar vai mais tarde desenvolver problemas devido a pressões indesejadas que se desenvolvem nessa zona.

A pronação do pé raso desperdiça energia quando se fala em praticantes de corrida, pois tem pouca capacidade propulsora, fazendo com que a passada seja ineficiente e aumentando o risco de dores na canela e articulações, ou até mesmo lesões, caso o atleta utilize o tipo de calçado inadequado.

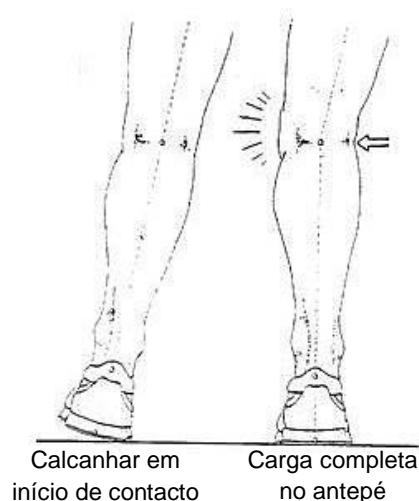


Figura 44 – Ilustração de pressões laterais críticas, desenvolvidas quando um indivíduo com pé raso assenta a planta do pé no solo.
[85]

O **pé cavo** é mais rígido e absorve pressões plantares mais elevadas que o pé normal. No entanto, por vezes essas diferenças são tão pequenas que não causam problemas na actividade diária do paciente. Por exemplo, existem pacientes que parecem ter o arco plantar mais alto ao caminhar, mas que se aplaina ao correr, ou então pacientes com pé raso quando estão de pé em estática e de pé cavo quando correm [80]. Assim, torna-se necessário efetuar uma avaliação em movimento para se perceber se é de facto um pé cavo.

O pé cavo é o tipo de pé mais problemático devido às pressões plantares superiores a que está sujeito, devido à menor área de contacto com o solo. Daí que estes pacientes estejam mais susceptíveis a lesões de sobrecarga, já que o impacto é transmitido aos ossos do tornozelo, perna (incidindo no joelho) e costas, fazendo com que sejam aplicadas sobrecargas em ossos ou áreas ósseas diferentes do pé normal, dando origem a lesões músculo-tendinosas. Este tipo de pé é instável durante a propulsão na parte lateral externa, sendo propenso a entorses. Um pé rígido aplica também mais carga sobre os tecidos moles, criando calos (helomas), calosidades

(hiperqueratoses) e bolhas (flictenas) [80]. É também comum o aparecimento de metatarsalgias (dores nas cabeças dos metatarsos), fascítes plantares (muito frequentes no atletismo), esporões de calcâneo (encurtamento do tendão de Aquiles), neuromas de Morton (tumoração benigna do nervo comprimido entre os metatarsos e dedos em garra. Entre os jogadores de basquetebol ou dançarinos com este tipo de pé que não utilizam calçado adequado, é ainda comum o aparecimento de sesamoidites (fratura do sesamóide¹² ou inflamação do tendão em seu redor) e capsulites (prolongamento da sesamoidite, com estágio final de adesão do sesamóide ao metatarso), devido às constantes rotações sobre a cabeça do 1º metatarso.

Na figura 45 estão representadas as diferenças na estrutura óssea das pernas e coxa de pacientes com os diferentes tipos de pé, notando-se especialmente na zona do joelho os maiores desvios em relação ao alinhamento convencional anatômico. No pé cavo há um afastamento dos joelhos, relativamente ao pé normal (ou alinhamento anatômico), e no pé raso há um aproximar dos dois joelhos da zona medial.

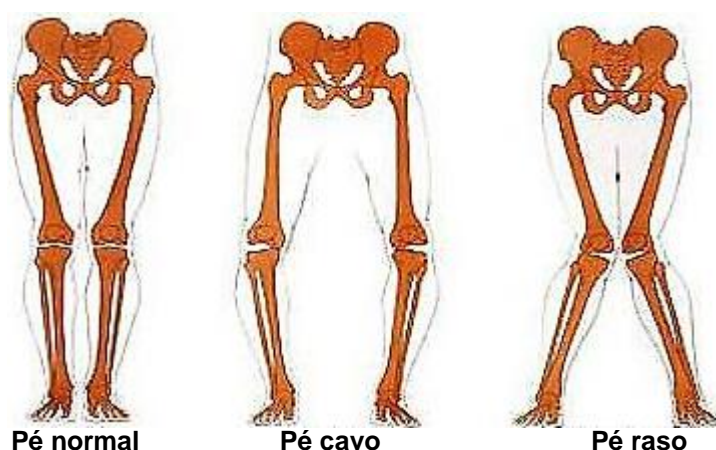


Figura 45 – Desvios típicos do alinhamento convencional anatômico em pacientes com pé raso e pé cavo. [83]

¹² Os sesamóides são ossos que se conectam a tendões ou estão envolvidos por músculos e funcionam como polias. Promovem uma superfície lisa sobre a qual os tendões deslizam, potencializando a capacidade de transmitir a força gerada nos músculos. Os sesamóides auxiliam também na capacidade de suporte de peso e ajudam a elevar os ossos do primeiro dedo do pé. A patela é o maior osso sesamóide.

Capítulo 3

3 Análise biomecânica do pé

Conhecendo todo o funcionamento anatómico do pé e do tornozelo e cruzando com o conhecimento do seu funcionamento biomecânico, permite que sejam estudadas as variáveis implicadas na parte biomecânica de forma mais crítica e concisa. Assim, para resolver de forma mais eficaz novos desafios e problemas futuros, este capítulo do trabalho tem como objectivo quantificar e analisar o movimento ao longo do ciclo de marcha.

3.1 Amplitudes e movimentos do tornozelo e pé

O ciclo de marcha previamente descrito pode ser dividido em fases distintas, em que cada fase pode ainda ser estudada de forma independente, para melhor análise. O ciclo de marcha tem a duração aproximada de um segundo, onde a fase de apoio ocupa entre 51 e 60% desse ciclo e a fase de balanço entre 38 e 40% [8]. Assim, de acordo com a figura 46, dividindo estas duas fases principais, serão analisados os movimentos em separado.

O ciclo de marcha é iniciado no momento em que o calcanhar do pé toca o solo e termina aquando da subida do pé contrário. Sendo este período também designado de duplo apoio inicial e recepção de carga, ocupando 10% de ciclo de marcha e 18% da fase de apoio. Durante esta subfase do ciclo de marcha são dissipadas as forças resultantes do contacto do calcanhar com o solo e a adaptação às irregularidades do mesmo. No momento em que o calcanhar entra em contacto com o solo, forma-se uma força de reacção deste que vai provocar uma rotação interna no membro inferior em simultâneo com o movimento de flexão plantar e eversão do pé (figura 46).

O período de apoio unilateral inicia-se quando o pé oposto se eleva e acaba quando se dá início ao levantar do calcanhar do pé apoiado, sendo esta fase chamada de fase média de apoio. Esta subfase representa 20% do ciclo

de marcha e 30% da fase de apoio, sendo que aqui o peso do indivíduo é suportado apenas por um dos membros, enquanto o outro está em fase de balanço. O período de propulsão inicia quando há o levantamento do calcanhar do pé apoiado e termina com a elevação da zona distal do mesmo pé. Subfase esta que representa cerca de 30% do ciclo de marcha e 50% da fase de apoio, englobando a fase de apoio final e a fase de pré-balanço. Nesta fase, o membro inferior que está a executar a propulsão está em extensão e ligeira flexão.

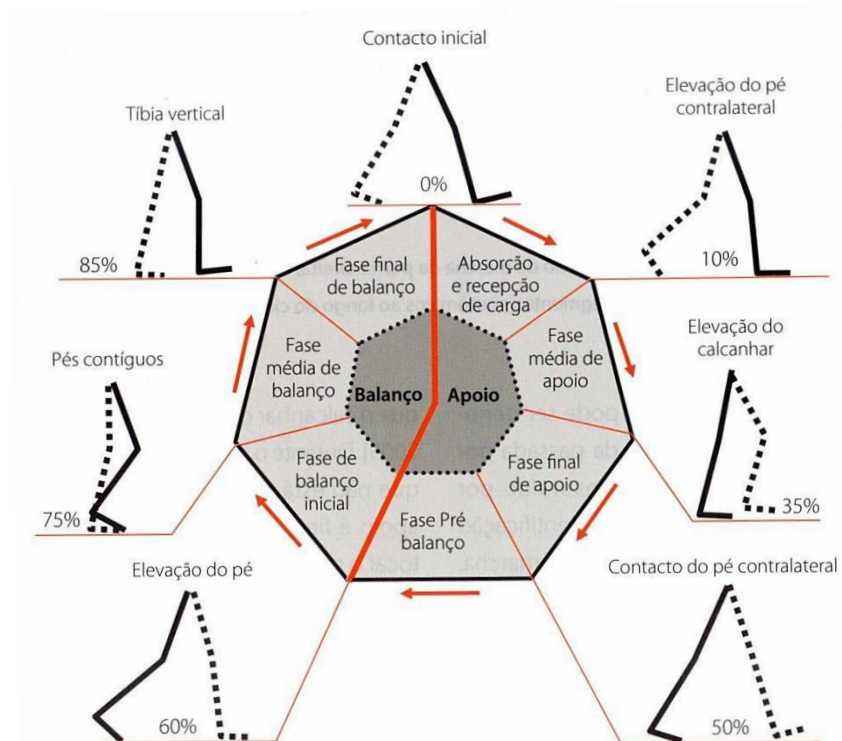


Figura 46 – Representação esquemática das diferentes fases do ciclo de

A fase de balanço inicia-se quando há a elevação do pé de apoio e termina com ambos os pés lado a lado. Seguindo-se a fase média de balanço que termina com a parte distal do pé de apoio na posição vertical. A fase final de balanço termina com o contacto do calcanhar no solo. Sendo a fase de balanço caracterizada pelo facto de o avanço do membro ser facilitado pela posição flectida da articulação do joelho. [8]

Para caracterizar e analisar os movimentos e amplitudes angulares do pé e tornozelo, bem como da contextualização no restante membro inferior, foi utilizada a convenção apresentada na figura 47.

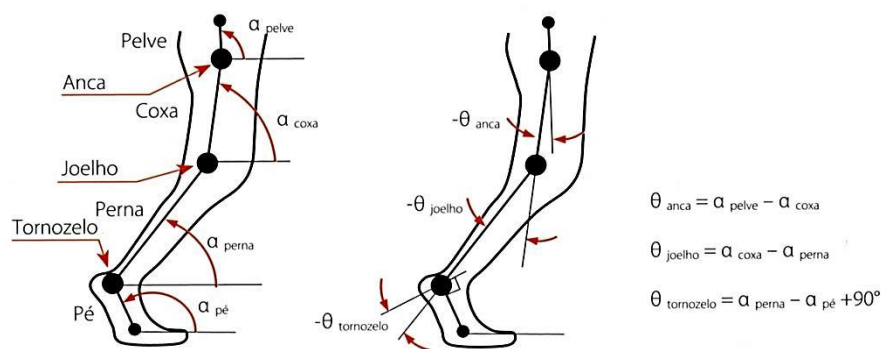


Figura 47 – Definição da convenção dos ângulos dos segmentos anatómicos e articulações. [8]

A descrição dos movimentos e amplitudes nos diferentes planos de ação está representada na figura 48. Pode observar-se que o início do ciclo de marcha se caracteriza pela posição neutra do pé (podendo ocorrer pequenas variações devido à adaptação ao solo, por exemplo), denotando-se já a inversão (8°) e a rotação externa (11°). Até o pé apoiar completamente no solo ocorre a flexão plantar (de cerca de 8°), eversão e rotação externa. As seguintes fases de apoio são caracterizadas pela dorsiflexão, passagem da eversão para inversão e gradual diminuição de rotação externa.

As variações mais bruscas nos gráficos da figura 48 correspondem à zona de transição do ciclo de marcha, que se situa entre os 50 e os 60%, que é por sua vez correspondente à passagem da fase de apoio para a fase de balanço. A fase de balanço é indicativa de uma diminuição da flexão plantar, até que o pé atinge novamente a posição neutra no final do ciclo de marcha. Ainda durante a fase de balanço ocorrem variações de amplitude correspondentes à inversão e à rotação externa, em que é de notar a mudança de direção da amplitude a cerca de 85% do ciclo de marcha, altura de transição entre a fase média e a fase final de balanço, onde por fim é atingida a posição final igual à posição de início do ciclo.

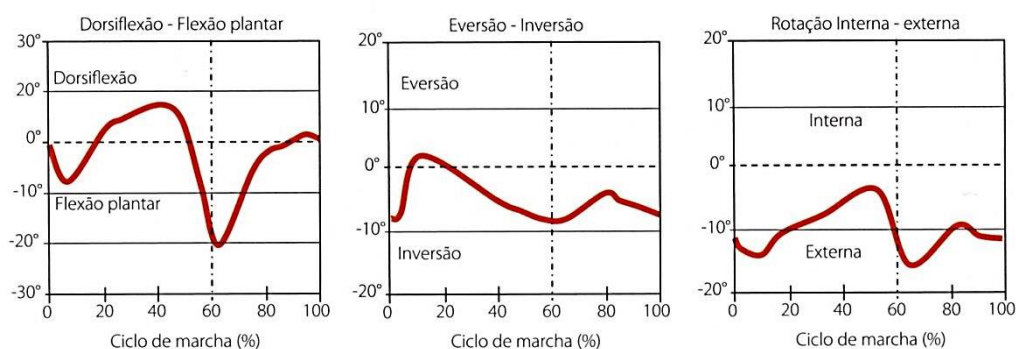


Figura 48 – Gráficos representativos das amplitudes de movimento do tornozelo e pé durante o ciclo de marcha. [8]

Já na figura 49, estão representados os momentos internos sentidos na articulação do tornozelo ao longo do ciclo de marcha, em que no início do ciclo se pode verificar um ligeiro momento dorsiflexor, mas que rapidamente passa a dar lugar uma inversão para um momento flexor plantar que se estende á fase de transição entre o apoio e o balanço, a cerca de 50 a 60% do ciclo de marcha. Antes de se dar a transição, verifica-se o valor máximo deste momento flexor plantar, de aproximadamente 1,4 Nm/kg, no período final da fase de apoio simples. Como se pode verificar ainda na figura 31, os valores dos momentos nos restantes planos são muito reduzidos, com valores abaixo dos 0,25 Nm/kg, notando-se apenas pequenos picos na fase de pré-balanço. [8]

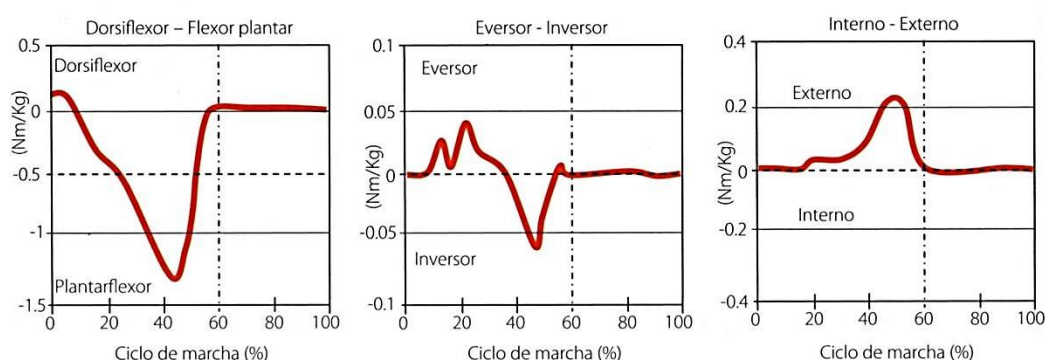


Figura 49 – Gráficos representativos dos momentos internos da articulação do tornozelo durante o ciclo de marcha. [8]

Relativamente às potências envolvidas, a figura 50, apresenta as potências mecânicas desenvolvidas na articulação do tornozelo. Estes valores surgem do produto da velocidade angular da articulação pelo momento interno, em cada instante de tempo, e é expressa em W/kg de massa do corpo do indivíduo. Como a potência mecânica flutua ao longo do ciclo de marcha, podemos saber em que fase existe uma geração ou uma absorção de energia pelo conjunto de músculos ou estruturas relacionadas.

Analisando a figura 48, conclui-se que durante a fase de apoio simples a rotação da tibia é controlada pela potência absorvida pela contração excêntrica dos músculos plantares, na fase estacionária do pé. Já a cerca de 50% do ciclo de marcha, onde se situa a fase de pré-balanço é gerada a maior potência, com um pico de 4 W/kg, pela contração concêntrica dos músculos plantares. Este pico representa aproximadamente dois terços da energia gerada durante o ciclo de marcha e contribui significativamente para fase de propulsão. [8]

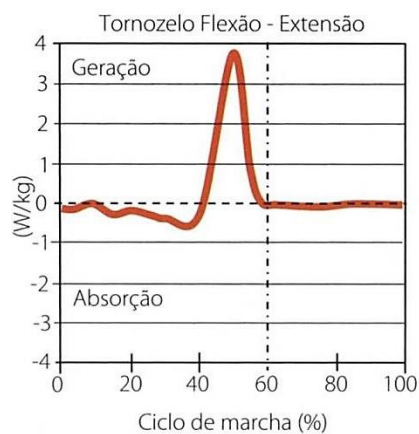


Figura 50 – Gráficos representativos da potência mecânica na articulação do tornozelo durante o ciclo de marcha, em W/kg de peso do indivíduo. [8]

Capítulo 4

4 Ortóteses

4.1 Introdução ortóteses

Uma ortótese é um dispositivo biomecânico externo que é aplicado ao corpo para alterar algum aspecto funcional/estrutural deste, de modo a prevenir, alinhar ou corrigir deformidades. Pode ainda ser utilizado para melhorar a função de partes móveis do corpo.

A utilização mais comum de ortóteses é a aplicação provisória, em partes do corpo que foram alvo de uma solicitação mecânica mais elevada do que a suportada normalmente, originando lesões (por exemplo). Nesta situação, o paciente utiliza a ortótese de modo a obter uma recuperação mais rápida e controlada até que o estado clínico não justifique mais a sua utilização. Mas, ainda assim, a utilização de ortóteses em muitos casos pode ser necessária de uma forma vitalícia para substituição da função da estrutura interna.

A ortótese assume várias formas, de acordo com a sua finalidade e é desenvolvida especialmente para cada parte do corpo em particular. São desenvolvidas por medida ou são modulares, permitindo ajustes para que cada paciente consiga adaptar devidamente a ortótese ao seu corpo.

Na figura 51 estão representados alguns exemplos de tipos de ortóteses. Entre elas está uma ortótese modular composta por uma tala para o úmero e antebraço, articulação do cotovelo com sistema de regulação da flexo-extensão e tala palmar (figura 51.1), utilizada por exemplo em fracturas distais do úmero ou tratamento de lesões associadas à articulação do cotovelo. Está ainda um pé com a aplicação de um joaneteiro com separador (figura 51.5), utilizado para aliviar a dor de joanetes e alinhar corretamente o primeiro dedo. Absorvendo a pressão sobre a articulação metacarpofalângica do primeiro dedo do pé através da constituição em gel, que também liberta lentamente um óleo mineral para hidratar a pele, reduzir a pressão e o atrito. E ainda um pulso imobilizador (figura 51.7) fabricado em elástico acolchoado, utilizado para

imobilização funcional do pulso no caso de sequelas dolorosas devido à inflamação em artroses e artrites ou tratamento conservador pós-cirúrgico.



Figura 51 – Alguns exemplos de ortóteses utilizadas em várias patologias. [84]

Por vezes, são ainda confundidas as designações de *ortótese* e *prótese*, mas as diferenças entre uma e outra são facilmente diferenciadas, uma vez que uma **ortótese** é um dispositivo que visa suplementar ou corrigir a alteração morfológica de um órgão, de um membro ou segmento de membro, ou a deficiência de uma função. Enquanto uma **prótese** é um aparelho ou dispositivo destinado a substituir um membro ou uma parte de um membro destruída ou gravemente afectada. Para melhor compreensão, pode ser usado como exemplo a diferença entre dois dispositivos dentários comuns: a "dentadura" e o "aparelho dentário". Em que o dispositivo chamado de dentadura é na realidade uma **prótese dentária** (pois substitui os dentes do paciente) e o aparelho dentário é por sua vez uma **ortótese dentária** (pois visa a correção dos dentes do paciente). Essa diferença está ilustrada na figura 52.



Figura 52 – Ortótese dentária na imagem a) e prótese dentária na imagem b).

4.2 As ortóteses plantares

Existem então vários tipos de ortóteses classificadas de acordo com a sua finalidade e o local do corpo humano em que são aplicadas. O estudo realizado neste trabalho foca-se nas ortóteses utilizadas nos membros inferiores, mais especificamente, sob a planta do pé, logo são chamadas de **ortóteses plantares**. Comumente, as ortóteses plantares são chamadas de *palmilhas* e são utilizadas no dia-a-dia, sendo aplicadas entre o pé e o calçado utilizado servindo de camada intermédia, representado a título de exemplo na figura 53.



Figura 53 – Representação do pé usando uma ortótese plantar. [84]

A finalidade das ortóteses plantares é conseguir actuar na zona plantar do pé, de modo a conseguir compensar desníveis de alturas e compensação de comprimentos de membros inferiores, e noutros casos, diminuir pressões excessivas na planta do pé do paciente. Estes níveis de pressão elevados e localizados superiormente ao limite do normal, afectam negativamente o paciente, originando dor e posteriormente outras patologias (como por exemplo: calos, calosidades ou até dedos em garra).

Dentro das ortóteses plantares existem hoje em dia vários tipos e formas de palmilhas, dependendo do tipo de utilização e funcionalidade desejada, sendo utilizados vários materiais e formas para conseguir esse resultado específico. No mercado, existem palmilhas específicas para cada patologia bem como palmilhas para utilização em pessoas que não têm problemas patológicos.

As aplicações de ortóteses plantares tem apresentado taxas crescentes de aplicação, um exemplo são as palmilhas que actuam nos pontos de maior pressão plantar para diminuir a sensação de cansaço em pacientes que estão muitas horas em pé.

Outra aplicação comum é palmilhas que combinam zonas com diferentes densidades de materiais para obter respostas adequadas às pressões plantares típicas de cada desporto, para aumentar a eficiência da passada (ou da travagem) ou para diminuir risco de lesões. De referir ainda outras aplicações como as palmilhas para utilização em sapatos de salto alto, que evitam o escorregamento do pé e oferecem um apoio mais anatómico; etc..

Com isto, verifica-se que além de pacientes com patologias, existem vários tipos de utilizadores com diferentes necessidades de utilização das ortóteses plantares. Neste sentido e por forma a abordar diferentes aplicações, resumem-se as aplicações em função da classificação etária e causa da aplicação:

- **Crianças a partir dos 4 anos** – para garantir um crescimento e desenvolvimento correctos, pelo que é essencial detectar qualquer problema o mais cedo possível, para ser possível a correção prematura de um problema futuro.
- **Crianças e adolescentes que praticam desporto regularmente** – para prevenir lesões que possam alterar o crescimento e o desenvolvimento da estrutura óssea.
- **Mulheres grávidas** – o aumento de peso, afrouxamento dos ligamentos e desvio do centro de gravidade podem causar bastante dor nos membros inferiores, que pode ser minimizada com o apoio correcto e uma postura certa.
- **Homens e mulheres desportistas** – pessoas que praticam desporto regularmente estão sujeitas a sobrecargas específicas aos movimentos característicos do desporto, que aumentam o risco de lesões e problemas de equilíbrio. Como exemplo: ao correr são repetidos movimentos e choques que podem criar micro traumas que com o passar do tempo vão criar diferentes tipos de problemas ao nível dos tendões (tendinites), articulações (artrites) e músculos (cãibras, etc.).
- **Trabalhador com calçado de segurança** – a rigidez típica do calçado é prejudicial para os pés, mas isso pode ser compensado com uma palmilha específica para cada atividade.
- **Idosos** – pois o seu equilíbrio tem tendência a ser menos eficaz, mas com uma avaliação podológica pode ser feita uma palmilha que previna falhas e melhore o seu equilíbrio através de uma melhor sensibilidade plantar nos membros inferiores.
- **Pessoas que passem muito tempo de pé** – essa posição é favorável ao aparecimento de problemas de costas e circulação sanguínea nos membros inferiores (originando o aparecimento de varizes, etc.).

Posto isto, uma correcta avaliação podológica do paciente em função da sua estrutura e necessidades diárias, é possível melhorar a qualidade de vida do paciente definindo qual a melhor ortótese a utilizar. Alguns problemas

identificados precocemente podem ser totalmente corrigidos, no caso das crianças (por exemplo), em que as ortóteses plantares normalmente são de aplicação provisória. Já em casos com maiores necessidades, ou em pessoas adultas, etc., a utilização vitalícia das ortóteses plantares pode evitar o aparecimento de patologias mais graves ou até o recurso a cirurgias (em casos específicos).

4.3 Princípio de funcionamento das ortóteses plantares

A ortótese plantar é um dispositivo biomecânico colocado entre a planta do pé do indivíduo e o calçado. Por esse motivo, é normalmente conhecida comercialmente por palmilha.

De acordo com a sua finalidade, a ortótese plantar atua de forma passiva, fazendo com que o pé se adeque à sua forma e torne o comportamento do conjunto "pé + ortótese plantar" num comportamento diferente, de acordo com o definido previamente. Para melhor compreensão do funcionamento, tomemos como caso de estudo um paciente cujo tipo de pé corresponde ao pé cavo (figura 54). Como os problemas que advêm do pé cavo são devidas ao facto de existir um ângulo de segmento ou articulação inferior ao normal, resultando num desvio no plano sagital do Tendão de Aquiles para o centro, ao utilizar uma palmilha que compense a diferença de altura resultante desse desvio, o pé encontra um apoio correcto ao encontrar o chão, que irá evitar os problemas devidos ao amortecimento inadequado de impactos, bem como a instabilidade lateral, etc., resultando assim numa diminuição da dor ao nível dos joelhos, ancas e costas. A aplicação esquemática de uma palmilha plantar está representada na figura 54, para o caso do pé cavo.

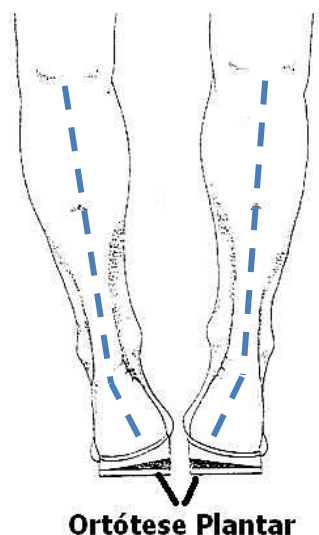


Figura 54 – Ortótese plantar em pé cavo. [85]

Um outro exemplo de funcionamento das ortóteses plantares que permite a compreensão do princípio de funcionamento é considerando um paciente com um membro inferior mais curto que outro, necessitando assim de uma compensação de altura total do membro mais curto, compensação essa que será feita pela palmilha. Assim, compensando corretamente a altura do membro, poderão ser evitadas as patologias resultantes desse problema (por exemplo: escoliose, coxoartrose ou apenas dor de costas). Permitindo o melhoramento da postura, como é visível esquematicamente na figura 55.

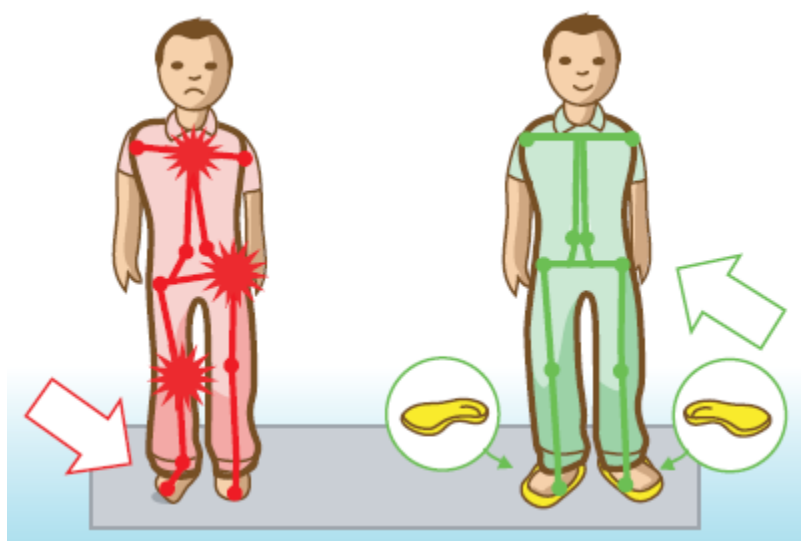


Figura 55 – Correção da postura utilizando ortóteses plantares apropriadas. [68]

4.3.1 Ortóteses plantares existentes no mercado

No mercado existem actualmente dois grupos de ortóteses plantares (ou palmilhas), são as ortóteses plantares standard e as ortóteses plantares anatomicamente adaptadas. De seguida serão abordados cada um dos grupos de ortóteses.

Ortóteses plantares standard

Este género de ortótese plantar é o que actualmente se encontra mais divulgado e com uma quota de mercado mais elevada, uma vez que é o género de palmilha que se encontra disponível para venda em quase todas as grandes superfícies comerciais, isto é, pode ser adquirido em supermercados, lojas de desporto, farmácias, lojas de produtos ortopédicos, etc.. Pode ser adquirido de forma espontânea e sem avaliação por parte de técnicos especializados. Este género de palmilhas contempla todos os casos mais gerais de tipos de palmilha normalmente utilizados, sendo possível escolher várias formas e tamanhos, de acordo com a finalidade pretendida. Existem por exemplo, ortóteses plantares com as seguintes aplicações:

- ✓ Praticantes de desporto (sendo possível escolher o tipo de palmilha de acordo com o desporto em causa)
- ✓ Descanso dos pés para pessoas que passam muitas horas de pé
- ✓ Pessoas que precisam de compensar diferenças de tamanho num dos membros inferiores (sendo possível escolher a altura a compensar)
- ✓ Pacientes com os tipos mais comuns de pés, que não o pé normal (valgo, varo, cavo, etc.)
- ✓ Algumas patologias (como joanetes, etc)
- ✓ Utilização com sapatos de salto alto (com diferentes configurações, tamanhos e áreas de apoio)

Na figura 56 estão representados alguns exemplos destes tipos de ortóteses plantares standard existentes no mercado (da esquerda para a direita: palmilha de silicone para atletas, palmilha de silicone para diabéticos e mini palmilhas de silicone para alívio da dor na cabeça dos metatarsos quando são utilizados sapatos de salto alto).



Figura 56 – Exemplos de algumas ortóteses plantares standard. [86]

A grande vantagem deste género de ortóteses é o seu preço, que sendo um produto standard, apresenta um preço inferior ao de uma ortótese plantar anatomicamente adaptada, já que estas palmilhas são produzidas em grandes séries.

A desvantagem em relação às ortóteses anatomicamente adaptadas, são que as ortóteses standard contemplam apenas um número limitado de casos ou patologias e têm uma eficiência menor já que não se adaptam perfeitamente à anatomia do pé de cada indivíduo.

Ortóteses plantares anatomicamente adaptadas

Este género de ortóteses plantares já não se encontra à venda de forma tão deliberada como as standard, uma vez que cada palmilha é feita de acordo com o objectivo pretendido de cada pessoa e é adaptada anatomicamente ao seu pé. Assim, apenas após o paciente ser devidamente avaliado por um especialista, estudado o seu caso e definidas quais as especificações necessárias para a sua palmilha, é que será fabricada essa mesma palmilha que na fase final será ainda adaptada anatomicamente ao pé em causa. Desta forma, é conseguida a melhor ortótese plantar para cada caso específico, garantindo uma grande eficácia no efeito pretendido. Garantindo assim um produto à medida de cada paciente e com a vantagem de atuar nos pontos desejados de forma controlada.

Na figura 57 estão representados alguns exemplos destes tipos de ortóteses plantares anatomicamente adaptadas, ainda na fase de fabrico, sem que tenham sido ainda curadas e adaptadas anatomicamente ao pé do paciente em causa, como a que está na figura 58.



Figura 57 – Exemplos de algumas ortóteses plantares anatomicamente adaptadas, ainda em fase de fabrico. [68]

As vantagens da ortótese plantar anatomicamente adaptada, em relação às ortóteses standard, são que permitem obter uma palmilha adequada a um número ilimitado de tipos de casos ou patologias. Estas palmilhas adaptam-se perfeitamente à anatomia do pé do indivíduo em causa o que faz com que a eficiência da palmilha seja muito superior. Esta é a vantagem principal, uma vez que com o mesmo caso clínico e utilizando uma palmilha de cada género, a palmilha anatomicamente adaptada será a mais eficiente, o que se traduz também directamente no bem-estar do indivíduo, já que é proporcionado o máximo conforto e absorção de choque.

A desvantagem deste género de ortóteses é o seu preço, uma vez que é bastante superior ao preço de uma ortótese plantar standard. Como cada ortótese é feita propositadamente para cada pessoa e com as características únicas que isso implica, isso vai encarecer bastante cada peça em comparação com a produção em série de peças iguais.



Figura 58 – Exemplos ortótese plantar anatomicamente adaptada, pronta a utilizar. [68]

Capítulo 5

5 Procedimento de obtenção de ortótese plantar

As ortóteses plantares anatomicamente adaptadas podem ser obtidas segundo várias técnicas, sendo este um dos tópicos mais importantes a analisar para compreender como se desenvolve e adquire a forma, já que este género de ortóteses se baseia no fabrico personalizado de cada ortótese (ou palmilha).

O processo de fabrico pode ser dividido em duas fases importantes:

- a) Avaliação do paciente (fase de análise)
- b) Fabrico da palmilha, com as seguintes subfases:
 - 1. Construção da palmilha
 - 2. Adaptação anatómica da palmilha

Cada palmilha é obtida de acordo com especificações próprias para cada paciente e de acordo com a finalidade da mesma, assim, a primeira fase do processo de fabrico (Avaliação do paciente) é crucial para o sucesso da ortótese final. Uma vez que toda a forma da palmilha vai ser baseada na informação obtida através dessa avaliação. As fases b1) e b2) são também bastante importantes e funcionam quase como uma única fase (Fabrico da palmilha), já que a construção da palmilha só termina quando esta está devidamente adaptada ao pé do paciente em causa.

5.1.1 Técnicas de avaliação do paciente

Quando um paciente procura uma palmilha anatomicamente adaptada deve ser avaliado numa primeira fase por um podologista, que analisará as pressões plantares exercidas naturalmente pelo pé e a postura anatómica do

corpo, para desta forma estudar onde terá de atuar para atingir a finalidade pretendida. Após esta análise, o podologista ditará as especificações e características da palmilha a fabricar, para que o produto final seja uma ortótese que atua da forma mais eficiente e produzindo o efeito pretendido. Assim, o podologista avalia a forma do arco do pé, a postura, a impressão plantar, a distribuição de pressões plantares e os principais pontos em que essas pressões estão em valores acima do normal. Tudo isto cruzando os dados de uma avaliação estática e dinâmica.

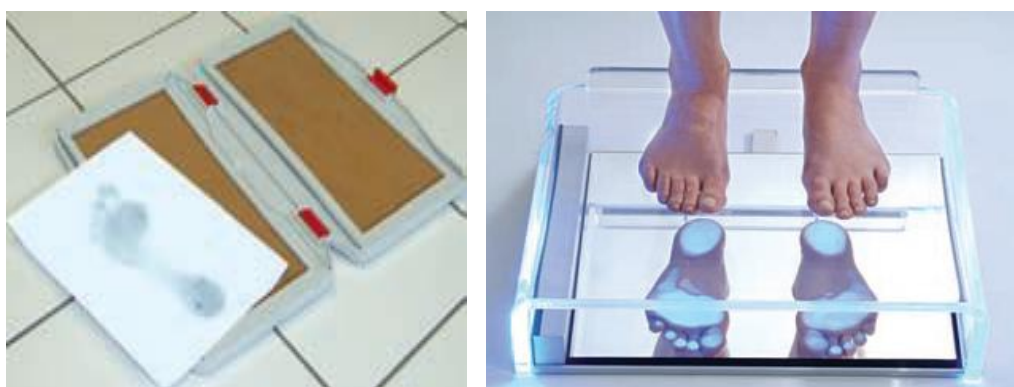


Figura 59 – Impressão plantar (à esquerda) e Posturoscópio (à direita). [18]

Anteriormente, a avaliação das pressões plantares exercidas pelo pé do paciente, o podologista recorria a impressões plantares (figura 59) que evoluíram para uma análise através de um podoscópio (figura 59). Esta evolução permitiu que a avaliação se tornasse mais confortável para o paciente e mais precisa e intuitiva para o podologista. Para a avaliação da postura corporal recorria a um posturoscópio (figura 60), que podia ser utilizado em conjunto com o podoscópio. A utilização dos dois equipamentos em conjunto permitia avaliar a postura e as pressões plantares ao mesmo tempo, bem como efetuar vários testes de suportes plantares ao mesmo tempo que eram verificadas as alterações de postura.

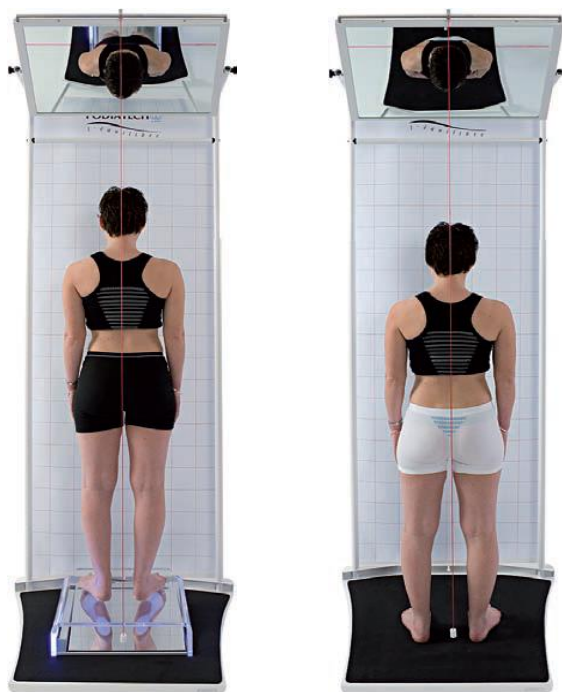


Figura 60 – Posturoscópio com e sem Podoscópio,

Actualmente, com a evolução da tecnologia, é efectuada uma avaliação estática e dinâmica do paciente. Permitindo deste modo ao podologista conseguir um estudo mais completo das necessidades do paciente. As novas tecnologias permitem ainda a obtenção das pressões plantares e forças exercidas nas diferentes direções pelo pé. Cruzando essas informações obtidas de forma estática com as informações obtidas dinamicamente, o podologista vê de que forma é necessário a atuar dando seguimento ao processo de obtenção e fabrico da palmilha.



Figura 61 – Podoscanner. [18]

Neste momento a avaliação estática é realizada em parte através de um Podoscanner (como o representado na figura 61), em que o podologista obtém em formato digital toda a informação dimensional detalhada do pé do paciente e imagens representativas das áreas de apoio e contacto do pé com o solo (superfície plana). Com este equipamento as medições das características antropométricas são feitas digitalmente, com uma precisão superior à realizada

anteriormente e os dados podem ser apresentados na forma gráfica mais adequada à avaliação pretendida. Esta informação está representada graficamente na figura 62 para o caso de um paciente sem patologias, mas profissional de atletismo. No anexo 1 encontra-se a ficha completa e detalhada, para exemplo.

O funcionamento do podoscanner consiste numa aquisição de imagem através de um sensor CCD, isto é, da mesma forma dos scanners digitalizadores de documentos. Como o paciente está descalço sobre o vidro, o scanner digitaliza a planta do pé e por comparação das várias cores resultantes do pisar da pele sobre o vidro, o software aplica uma grelha de cores que vai do azul ao vermelho. Da mesma forma que identifica os pontos chave para as medições a efetuar.

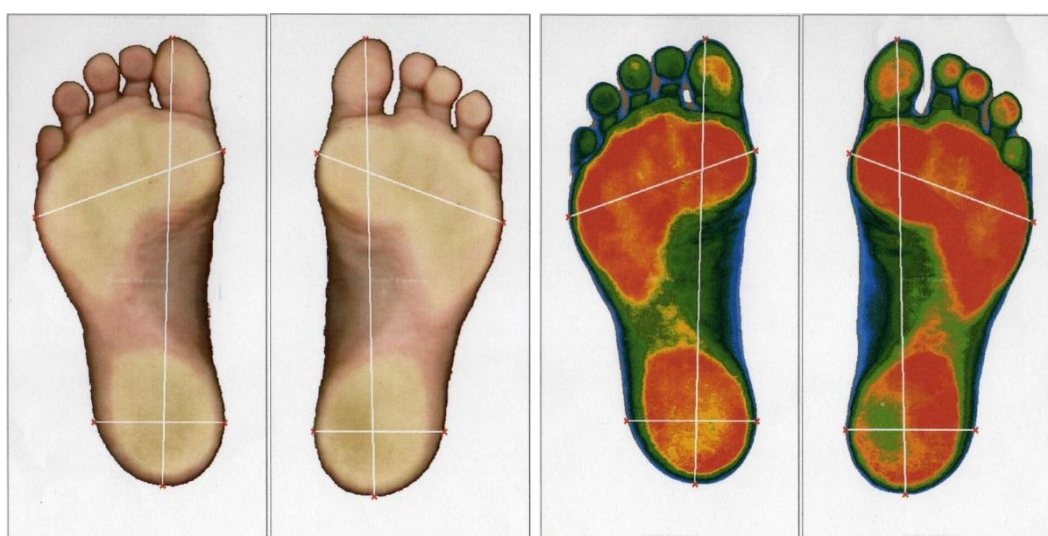


Figura 62 – Imagens da planta do pé com informação de áreas de contacto, retiradas do Podoscanner.

Recorrendo a um tapete sensorial e uma câmara de filmar será complementada a avaliação estática e a avaliação dinâmica. Assim, com o paciente de pé e estático sobre o tapete sensorial, retiramos digitalmente uma ficha com informação como: distribuição e quantificação de pressões plantares e áreas de superfície detalhadas. Este sistema permite ainda obter a percentagem de carga em cada zona, áreas de aplicação da carga, distâncias entre pontos referência e desalinhamentos através do software que analisa os dados medidos por cada sensor de força presente no tapete sensorial. Depois de tudo compilado o software apresenta uma imagem com cores à escala e dá-nos os valores de pressão em cada ponto (ou sensor), pressão média, áreas, centros de massa, medições das características antropométricas, etc.. Esta informação está representada graficamente na figura 63, com um dos tipos de grafismo permitidos pelo software. No anexo 2 encontra-se a ficha completa desse ensaio, para exemplo.

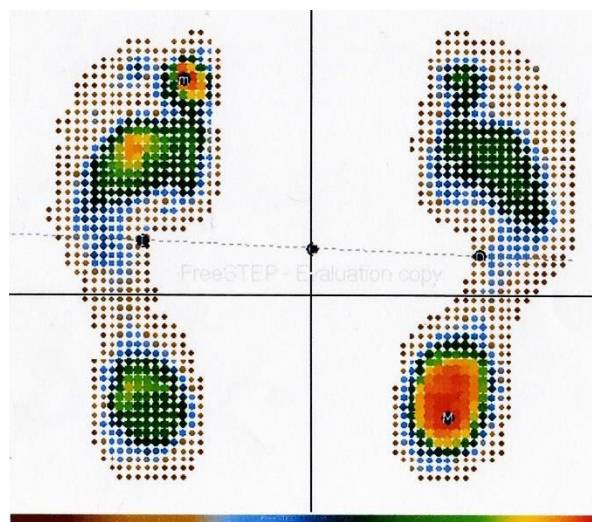


Figura 63 – Imagem obtida do tapete sensorial com informação da distribuição e quantificação das pressões plantares, em análise estática.

Normalmente numa fase posterior, com o paciente em movimento sobre o mesmo tapete sensorial é então obtida, também de forma digital, a informação relativa à análise dinâmica do contacto do pé com o solo. A informação recolhida em cada passada e os valores médios de:

- número total de passadas,
- passos por minuto,
- distância entre passadas,
- velocidade da passada,
- tempo de contacto com o solo,
- distribuições de pressões plantares e localização do centro de massa do corpo.

Além disto, é possível obter os dados da distribuição de força ao longo da passada e cruzar essa informação com a informação obtida pela câmara (estatura, ângulos entre a perna e o pé, balanço do pé, análise “frame-a-frame” da passada, etc.).

Esta informação está representada graficamente na figura 64 e mais detalhada nos anexos 3 e 4 com as fichas detalhadas dos resultados obtidos com um paciente.

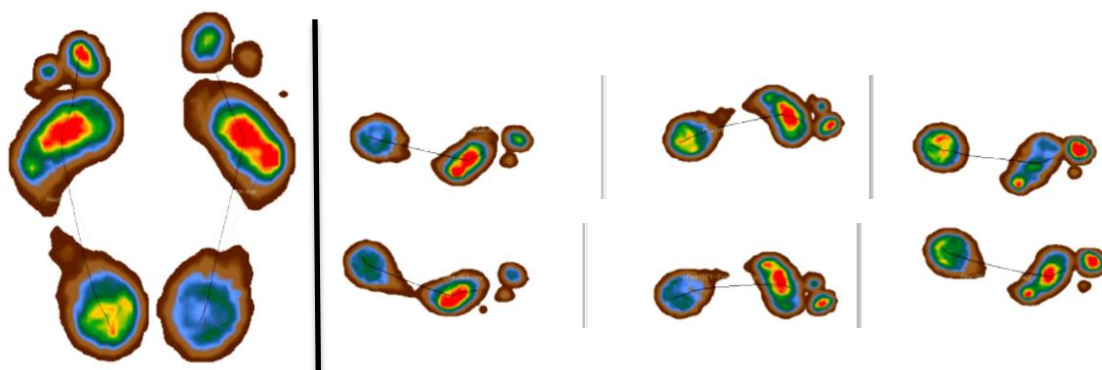


Figura 64 – Imagem da análise dinâmica com informação dos valores médios (à esquerda) e dos valores a cada passada (à direita).

Na figura 65 encontra-se representada a análise dinâmica, em que se recorre ao tapete sensorial e à câmara de filmar ligados entre si para enviar dados ao software que gera a informação necessária ao podologista. Como exemplo de um ensaio prático, encontra-se uma ficha completa e detalhada no anexo 5 com várias medidas em análise (área plantar, % carga, pressão máxima, pressão média, velocidade e rotação) e uma frame da câmara.

A grande limitação deste sistema prende-se com o uso do tapete, não sendo este na forma do calçado a utilizar pelo paciente, já que apenas nos permite fazer medições ao nível da planta do pé quando o paciente caminha descalço. Neste sentido, têm surgido novas tecnologias que permitem este tipo de análise.



Figura 65 – Tapete sensorial com câmara de filmar interligada e software de leitura de dados. [18]

Recentemente surgiram uma nova gama de sensores plantares que funcionam de forma semelhante ao podoscanner, mas no entanto a camada sensorial têm o formato de uma palmilha. O que permite que ao colocar a palmilha sensorial dentro do calçado, se consiga saber ao certo qual a influência de cada palmilha e de cada calçado na planta do pé do paciente. Sendo desta forma possível obter as pressões plantares que eram impossíveis

de obter pelos métodos antigos e que são fundamentais para o estudo do efeito das palmilhas no paciente. Este método de avaliação funciona com a palmilha sensorial colocada entre o pé e o calçado do paciente, sendo que este leva consigo um pequeno dispositivo ligado à palmilha enquanto poderá ir correr ou caminhar livremente. Esse pequeno dispositivo serve para recolher e guardar os dados obtidos, sendo estes descarregados e analisados num software próprio no final no ensaio. Na figura 66 está representada a palmilha sensorial.



Figura 66 – Palmilha sensorial para medição de pressões plantares.

Este método tem como vantagens, relativamente aos restantes métodos, o facto de conseguir medir as pressões plantares ao nível da planta do pé do paciente quando este utiliza diferente calçado ou diferentes palmilhas, e permite ainda uma avaliação mais precisa das necessidades do paciente. Já que este pode caminhar ou correr livremente. No entanto, tem como grande desvantagem ser necessário o corte da palmilha sensorial de modo a que esta se ajuste perfeitamente ao calçado de cada paciente, ficando esta inútil para um ensaio com um paciente futuro que possua um pé maior do que o tamanho da palmilha já cortada.

5.1.2 Processo de fabrico da palmilha

Após ser efectuada a análise do paciente pelo especialista e projectada a palmilha, é necessário o fabrico da palmilha. Para fabricar as ortóteses personalizadas podem ser utilizados diferentes técnicas de fabrico, estando detalhadas em seguida as quatro principais para fabricar o tipo de ortóteses anatomicamente adaptadas em estudo. Destas técnicas, três são de fabrico manual, o Método de moldagem tradicional, o Método de moldagem flashfit e Método de moldagem personalizada, e uma tecnologia de fabrico controlado por computador (Método CNC).

Estes quatro métodos são utilizados hoje em dia, porque cada um apresenta vantagens e desvantagens comparativas entre eles, permitindo solucionar diferentes problemas e são complementares uns aos outros. Assim, cada empresa escolhe que tipo de método vai utilizar de acordo com cada caso específico agregando as vantagens de cada tecnologia.

De seguida serão apresentadas detalhadamente as quatro técnicas, bem como as vantagens de cada uma delas para o fabrico de ortóteses plantares.

5.1.2.1 Método de moldagem tradicional

No fabrico de ortóteses plantares anatomicamente adaptadas pelo método de moldagem tradicional, destaca-se o facto de que o paciente pode solicitar o fabrico da ortótese sem ter de se dirigir ao consultório do podologista. Contudo este factor não é diferenciador, pois necessita de diagnóstico, apenas no caso de necessitar de ortótese com a forma do seu pé. O processo começa com o levantamento de forma do pé do paciente, normalmente utilizando uma espuma fenólica que mantém a forma do seu pé, e com base nesta forma é obtido o modelo do pé e toda a ortótese é feita de acordo com esse modelo. É ainda o método de fabrico que necessita de menor investimento em equipamento/maquinaria.

Todo o processo está esquematizado na figura 67, sendo que este se divide em quatro fases distintas e descritas em seguida.

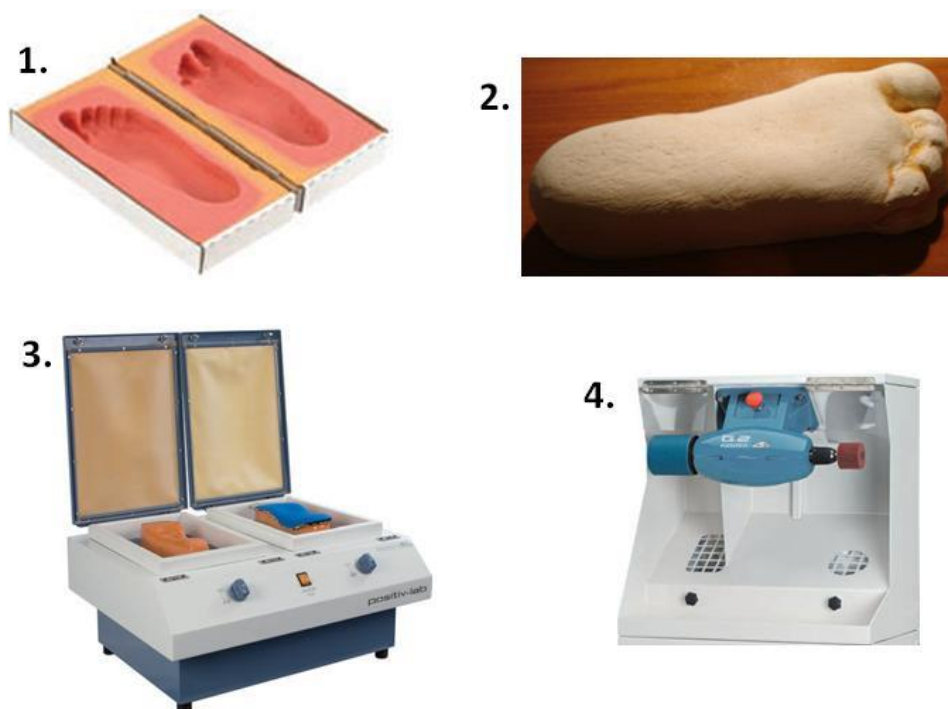


Figura 67 – Representação esquemática das várias fases do método de fabrico por moldagem tradicional. [18]

Numa primeira fase do processo é realizada a aquisição de forma do pé, para que na segunda fase seja obtido o molde de acordo com a forma do pé do paciente, este molde é que irá ser utilizado para fazer a ortótese personalizada. Estas duas primeiras fases do processo podem ser realizadas de duas formas:

- a) **Fabrico manual com espuma:** recorrendo a uma caixa com espuma fenólica, em que o paciente ao pressionar com o pé, esmaga a espuma e fica a forma do pé. De seguida é vertida uma mistura de gesso com água que preenche toda a forma. Essa mistura fica a secar durante cerca de 10 horas e por fim é retirada a espuma que está em volta do molde de gesso e representa o pé. Este processo encontra-se representado na figura 68.

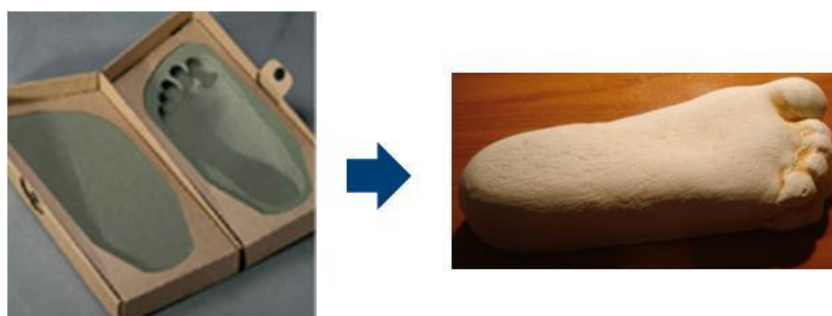


Figura 68 – Representação do fabrico de molde em gesso.

Este é o processo utilizado com elevada frequência, apesar de ser necessário algum tempo de secagem do molde. Contudo, esta metodologia apresenta a vantagem do fabrico simples do molde e apresenta custos inferiores. Tem como desvantagem a libertação de bastante pó associado ao processo, tanto na fase anterior à mistura gesso+água como no processo de desmoldagem, ao desfazer a espuma em redor do molde.

- b) **Fabrico manual com resina:** é vertida uma resina de poliuretano para um recipiente, de seguida o paciente põe o pé envolvido com película protetora, dentro do recipiente de modo a pressionar a resina por uns instantes. Esta resina adquire a forma do pé e fica a secar durante 30 minutos até estar completamente sólida. Após esse tempo de cura, basta retirar o molde de resina de poliuretano. Este processo encontra-se representado na figura 69.



Figura 69 – Representação do fabrico de molde em resina de poliuretano. [18]

Este processo ainda não é muito utilizado, pois apesar de ser um procedimento mais complexo é também um molde que fica a um preço bastante superior aos moldes obtidos em gesso. Tem a vantagem de ser um produto que não liberta poeiras, fácil de desmoldar e bastante rápido até obter o molde para trabalhar. No final, tal como o molde em gesso, o molde em resina também não é possível ser reutilizado.

De seguida, na terceira parte do processo de fabrico, é colocado o molde do pé num apoio da máquina de vácuo para posteriormente ser sobreposta a palmilha. Entretanto as camadas dos diferentes materiais que formam a palmilha são sobrepostos, depois levados a um forno para a cola os unir e por fim, ainda quentes, são colocados por cima do molde. A máquina de vácuo é fechada e o vácuo gerado empurra a palmilha (ainda quente e deformável) contra o molde do pé do paciente. Por fim, basta retirar a palmilha.

Na quarta fase do processo de fabrico, é a fase da rectificação, em que a palmilha é aparada e em que são realizadas as rectificações finais necessárias para um melhor ajuste anatómico ao pé do paciente.

Para uma melhor adaptação anatómica da palmilha, é comum ser feita uma adaptação pelo método de fabrico por moldagem personalizada.

As vantagens destes dois processos com o método de moldagem manual são:

- A palmilha pode ser pedida à distância, sem que o paciente se tenha de deslocar ao podologista, no entanto, também não é sujeito a uma avaliação pessoal mais completa;
- Investimento inicial em maquinaria reduzido;
- O paciente não tem de subir para maquinaria/dispositivos afastados do chão.

As desvantagens deste método são:

- Pouco preciso, pelo que necessita de mais rectificação no acabamento final;
- Gastos envolvidos na fabricação do molde;
- O paciente não tem a ortótese no mesmo dia, pois com molde de gesso são necessárias 10 horas de secagem mais uma hora de trabalho.
- Com molde de resina são necessários 30 min de cura mais uma hora de trabalho.
- Mais mão de obra, o que leva a maiores custos de produção.

5.1.2.2 Método de moldagem flashfit

No fabrico de ortóteses plantares anatomicamente adaptadas pelo método de moldagem flashfit, destaca-se o facto de que não necessitar de um molde do pé do paciente, bem como o facto de que a forma anatómica é dada à palmilha pela ação de compressão da mesma contra uma almofada de espuma de alta densidade. É ainda um método que possibilita que o paciente possa levar a ortótese plantar anatomicamente adaptada consigo no próprio dia, uma vez que o processo de fabrico demora apenas 30 minutos.

Todo o processo está esquematizado na figura 70, sendo que este se divide em cinco fases distintas.



Figura 70 – Representação esquemática das várias fases do método de fabrico por moldagem flashfit. [18]

Após a avaliação do paciente as várias camadas de materiais são dispostas de acordo com as especificações do paciente, assim na primeira fase deste processo, essas camadas de materiais são colocadas num aquecedor. Na segunda fase, as camadas de material da futura ortótese são aquecidas para que se colem e se consigam moldar na fase seguinte. Na terceira fase, as camadas de material já coladas e deformáveis, devido ao calor a que foram sujeitas, são colocadas sobre as almofadas de espuma de alta densidade com forma anatómica. De seguida, o paciente pressiona a palmilha quente contra as almofadas durante uns instantes, para que esta adquira uma forma anatomicamente adaptada ao pé do paciente. Na quinta e última fase, são apenas aparados os excessos de material e a ortótese está pronta a utilizar.

As vantagens deste método são:

- A palmilha fica melhor adaptada ao pé do paciente, em comparação com o método de moldagem tradicional, pois é o próprio paciente que molda a forma da palmilha directamente com o seu pé;
- Não é por isso necessário um molde do pé do paciente.
- O processo de fabrico é de apenas 30 minutos, logo reduz o custo da ortótese, por menos tempo de trabalho;
- O paciente pode começar a utilizar a ortótese no próprio dia, pois o processo de fabrico é bastante rápido;

As desvantagens deste método são:

- Custo inicial do equipamento mais elevado do que a moldagem tradicional;
- Apesar de produzir uma ortótese plantar anatomicamente adaptada com melhor qualidade do que a moldagem tradicional, não chega à eficiência de uma palmilha fabricada pela moldagem personalizada.

5.1.2.3 Método de moldagem personalizada

No fabrico de ortóteses plantares anatomicamente adaptadas pelo método de moldagem personalizada, destaca-se o facto de que a forma da almofada contra a qual irá ser feita a personalização da palmilha não é uma forma fixa, sendo uma almofada de silicone que por vácuo fica com a forma exacta do pé do paciente. Não é necessário fazer um molde do pé do paciente, pois a forma anatómica é dada à palmilha pela ação de compressão da mesma contra uma almofada de silicone. É ainda um método que possibilita que o

paciente possa levar a ortótese plantar anatomicamente adaptada consigo no próprio dia, uma vez que o processo de fabrico demora apenas 30 minutos.

Todo o processo está esquematizado na figura 71, sendo que este se divide em quatro fases distintas.



Figura 71 – Representação esquemática das várias fases do método de fabrico por moldagem personalizada. [18]

Na primeira fase, o paciente sobre o equipamento, deforma as almofadas de silicone que vão fazer de forma para personalização da ortótese. Dada essa forma à almofada, é acionado um sistema de vácuo que faz com que ao retirar o pé, a forma da almofada não se altere.

Na segunda fase, são aquecidas as diferentes camadas de materiais que formam a palmilha, para haver a colagem das mesmas e para que os materiais se consigam moldar.

Na terceira fase, as palmilhas ainda quentes e deformáveis são colocadas na almofada de silicone, de modo a que possa ser exercida pressão por parte do pé do paciente e as palmilhas fiquem perfeitamente adaptadas e personalizadas. Ainda nesta fase, é possível corrigir a postura do paciente com a ajuda de um espelho calibrado que se encontra montado no dispositivo, podendo ser alterada a forma da palmilha ou adicionadas mais camadas de material de modo a que a correção seja efetuada.

Na figura 72 podemos ver com mais detalhe o equipamento de moldagem bem como em pormenor as almofadas de silicone utilizadas.



Figura 72 – Equipamento de moldagem e personalização das ortóteses plantares (à direita) e pormenor das almofadas de silicone (à esquerda). [18]

As vantagens deste método são:

- É o método manual com melhor qualidade de personalização da ortótese à anatomia do pé de qualquer paciente, originando assim as palmilhas mais eficientes, dando um máximo conforto e absorção de choque;
- Não é necessário um molde do pé do paciente.
- O processo de fabrico é de apenas 30 minutos, logo reduz o custo da ortótese com menor tempo de trabalho;
- O paciente pode começar a utilizar a ortótese no próprio dia, pois o processo de fabrico é bastante rápido;

As desvantagens deste método são:

- Custo inicial do equipamento bastante mais elevado do que a moldagem tradicional e pouco mais elevado do que o moldagem *flashfit*. A diferença para este último compensa a compra do equipamento pois a qualidade é bastante superior;
- Para algumas situações mais especiais, como por exemplo um paciente com um grande calo na planta do pé, não é possível fazer a palmilha desta forma, pois o calo a corrigir iria interferir na forma da ortótese.

5.1.2.4 Método de moldagem CNC

No fabrico de ortóteses plantares anatomicamente adaptadas pelo método de moldagem CNC, destaca-se o facto de que a palmilha é obtida por máquinas de controlo numérico computadorizado, contrariamente ao processo manual. Não é necessário fazer um molde do pé do paciente, pois é obtido o um levantamento da forma anatómica do pé digitalmente, e a qual servirá de base de trabalho ao *software* que fará com que a palmilha seja fabricada.

Todo o processo está esquematizado na figura 73, sendo que este se divide em quatro fases distintas.

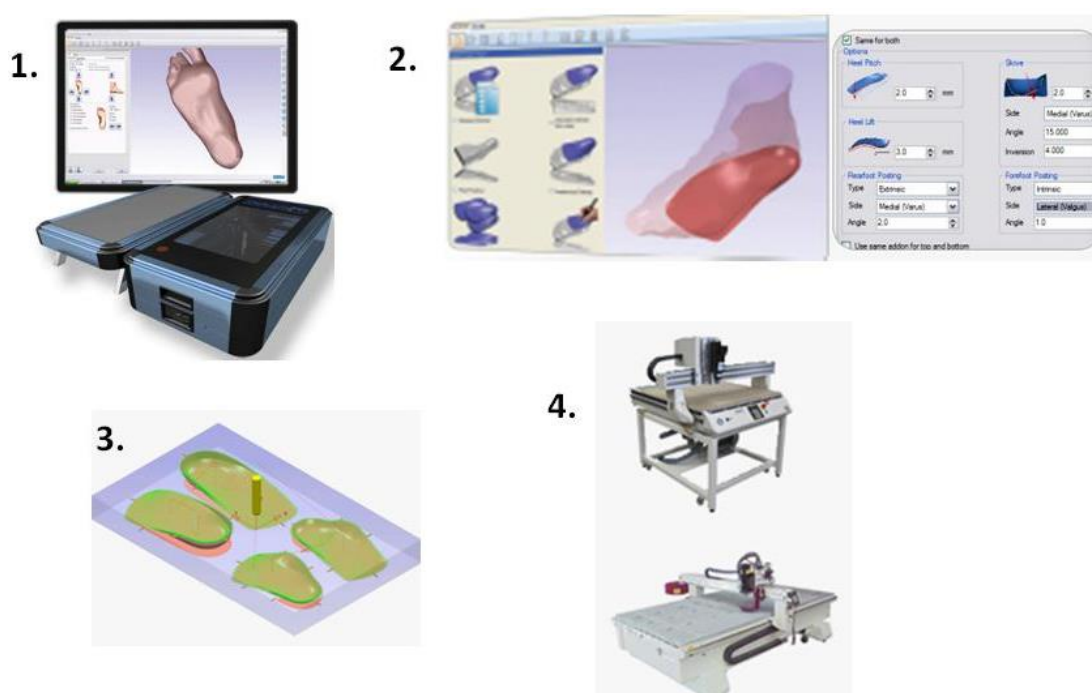


Figura 73 – Representação esquemática das várias fases do método de fabrico por moldagem CNC. [16]

A primeira fase do processo de fabrico centra-se na avaliação do paciente, tal como nos processos de fabrico manuais, mas com a particularidade de que aqui o podoscanner produz também uma imagem 3D com o levantamento de forma do pé e faz a importação para um *software* especializado em fabrico de ortóteses plantares.

Na segunda fase do processo, o podologista de acordo com a avaliação feita ao paciente, escolhe todas as especificações e características que pretende que a ortótese venha a incluir.

Na terceira fase, um *software* de CAD/CAM faz a leitura dos dados obtidos do software de projecto de ortóteses plantares e gera o programa com

que irá comandar a máquina de CNC. Que por sua vez irá cortar as várias camadas de material de acordo com a palmilha solicitada.

Por fim, na quarta e última fase, uma máquina controlada por CNC faz a peça de acordo com o programa obtido da fase anterior, que tem todas as especificações escolhidas na fase 2. Após isto, a ortótese está pronta a utilizar pelo paciente.

As vantagens deste método são:

- É o método que teoricamente produz um produto final com melhor qualidade e que resulta com qualquer paciente, originando assim teoricamente as palmilhas mais eficientes, dando um máximo conforto e absorção de choque;
- Não é necessário um molde do pé do paciente.
- Como não necessita de mão-de-obra para a fabricação e otimiza a utilização de material, gera ortóteses da maneira mais económica possível;

As desvantagens deste método são:

- Custo do equipamento bastante elevado, sendo este o motivo pelo qual ainda existem muito poucas empresas a produzir com esta técnica.

5.2 Materiais utilizados

Os materiais mais utilizados em ortóteses plantares são: polímeros, resina, tecido, gel/silicone, EVA's (Etil Vinil Acetato), cortiça e/ou combinações entre estes diferentes materiais.

Este tipo de materiais, devido às suas características de fabrico, permitem obter uma gama de propriedades bastante vasta e adequada a cada finalidade, o que é muito importante na concepção de ortóteses plantares personalizadas. Já que para cada paciente é fabricada uma ortótese plantar que se adequa perfeitamente às suas necessidades. E nas ortóteses plantares standard é também importante essa possibilidade de escolher as propriedades mecânicas do material a utilizar, já que assim é permitido o fabrico de vários tipos de palmilha, de acordo com as características típicas de cada patologia.

Nas palmilhas standard são usualmente utilizados os mesmos tipos de material, no entanto, apenas é utilizada uma camada de um único material.

As ortóteses plantares standard são normalmente constituídas por várias camadas de gel/silicone, já que é um material que além de permitir obter uma vasta gama de propriedades mecânicas no produto final, ainda permite o fabrico de palmilhas por fundição. Esse é o ponto fulcral para que este tipo de ortóteses seja composto apenas por combinações de vários tipos de gel/silicone. Como não é necessário adaptar cada palmilha a cada paciente, é definido um molde para cada tipo de palmilha a fabricar e estas são fabricadas em série. O que permite uma redução de custos comparativamente às ortóteses anatomicamente adaptadas.

As ortóteses anatomicamente adaptadas são normalmente constituídas por combinações de todos os materiais citados, de acordo com a necessidade de cada paciente, de modo a conseguir fabricar uma palmilha que cumpra os requisitos desejados. Existem catálogos de cada material com as propriedades mais utilizadas no fabrico de ortóteses, sendo o podologista a escolher a combinação a utilizar nas várias camadas de material de acordo com o comportamento pretendido em cada caso. No entanto, esta informação é disponibilizada de forma limitada pelas empresas do ramo, sendo divulgadas as propriedades mecânicas apenas graficamente e de forma comparativa entre materiais.

Capítulo 6

6 Análise podológica experimental

O estudo realizado neste trabalho baseou-se em resultados experimentais de medição de pressões plantares através de um tapete sensorial. Para fazer esse estudo foi analisado um sujeito do sexo masculino, saudável, com 25 anos de idade, 1,75 metros de altura e 80kg de massa corporal. Foram realizadas medições em que o sujeito se encontrava descalço sobre o tapete e medições em que foram introduzidas palmilhas entre o pé e o tapete sensorial, de modo a simular o efeito de pé calçado utilizando diferentes apoios plantares. A palmilha personalizada (ortótese plantar) fabricada para o paciente foi projetada para a actividade de corrida.

6.1 Metodologia

Para efetuar a análise podológica experimental foi realizada a medição de pressões plantares quando o sujeito se encontrava de pé, na posição fundamental, aplicando 50% do seu peso em cada pé. Esta situação foi conseguida de forma a centrar o centro de massa do seu corpo com o plano sagital.

As medições foram realizadas com o sujeito em estudo nas instalações da clínica RiaPé de Aveiro, utilizando o *software* FreeStep ligado a um tapete sensorial da marca Diagnostic Support, modelo Electronic Baropodometer e com a precisão de 5N.

Foram efetuadas medições com o pé descalço sobre o tapete sensorial e com o pé descalço sobre as diferentes palmilhas, que por sua vez estavam em contato com o tapete sensorial. Estas foram colocadas nos dois pés em simultâneo (figura 74), entre cada pé e o tapete sensorial, numa disposição ideal para que o paciente mantivesse a posição fundamental com as mesmas condições nas várias medições. Na figura 74 estão representadas essas três diferentes situações consideradas na medição experimental.



Figura 74 – Medição de forças plantares com pés descalços, com palmilhas ASICS e com palmilhas RiAPé (da esquerda para a direita).

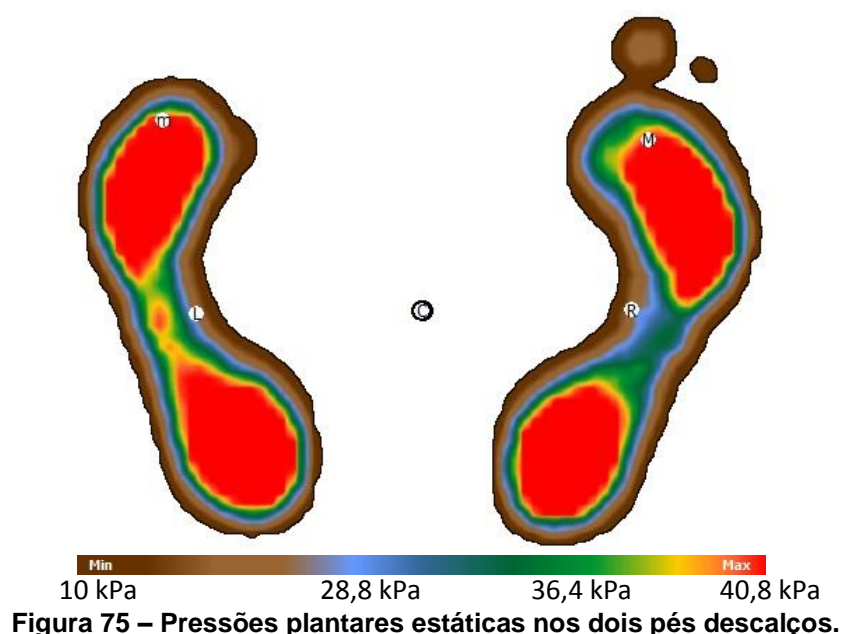
Uma vez que o objetivo deste trabalho era estudar os efeitos da interação entre o pé, as diferentes palmilhas e o solo, foi utilizada como simplificação, a não utilização de qualquer tipo de calçado pelo paciente em estudo durante as medições. Assim, neste trabalho foram estudadas as três diferentes situações representadas na figura 74:

- Pé descalço, em que o paciente se encontra descalço sobre o tapete sensorial;
- Palmilha ASICS, em que o paciente utiliza as palmilhas fornecidas com os tênis de marca ASICS modelo Gel-Venture 2 (modelo standard comercial).
- Palmilha RiAPé, em que o sujeito utiliza as palmilhas fabricadas pela Clínica de Podologia RiAPé, segundo o método de fabrico por moldagem personalizada descrito anteriormente.

6.2 Resultados experimentais

Os resultados da distribuição de pressão plantar estão representados na figura 76 após vários ensaios em cada situação. O ensaio utilizado para o estudo foi aquele em que o centro de massa do corpo do paciente estava mais próximo do plano sagital (figura 75). Isto permitiu que a força se distribuisse aproximadamente de forma igual pelos dois pés nas diferentes situações estudadas (figura 76), para que o pé esquerdo fosse utilizado como meio de comparação.

Na figura 75 está representada a distribuição de pressão nos dois pés descalços, bem como o ponto que representa o centro de massa do corpo (ponto “C”), os pontos que representam os centros de massa em cada pé (pontos “L” e “R”) e os pontos de pressão máxima em cada pé (pontos “m” e “M”).



De referir que devido a limitações do *software* FreeStep, não foi possível alterar a escala de visualização das pressões de modo a uniformizar as diferentes representações. Com isto, pede-se atenção às diferenças de valores em cada escala para permitir comparação.

Na figura 76 está representada a distribuição de pressões nos diferentes ensaios, bem como os pontos que representam os centros de massa em cada pé (pontos “L”) e os pontos de força máxima em cada pé (pontos “m”).

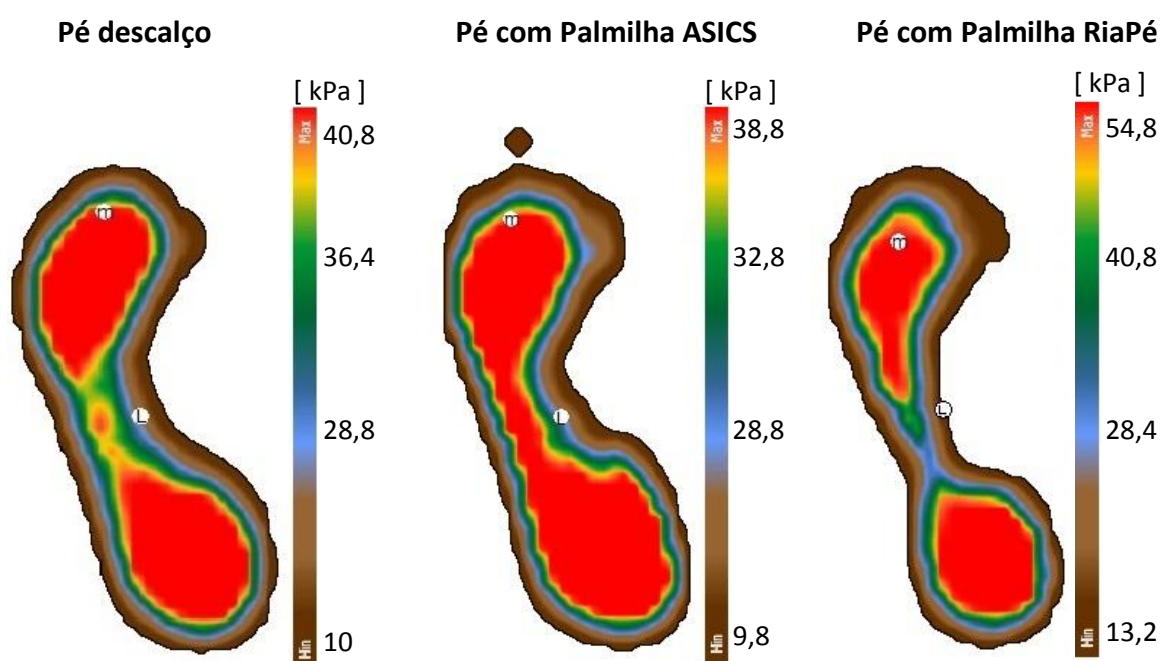


Figura 76 – Resultados obtidos experimentalmente. Da esquerda para a direita: Pé Descalço, Pé com palmilha ASICS e Pé com Palmilha RiaPé.

Na figura 77 está representada a distribuição de pressões plantares medidas experimentalmente neste trabalho, comparativamente a outros trabalhos publicados.

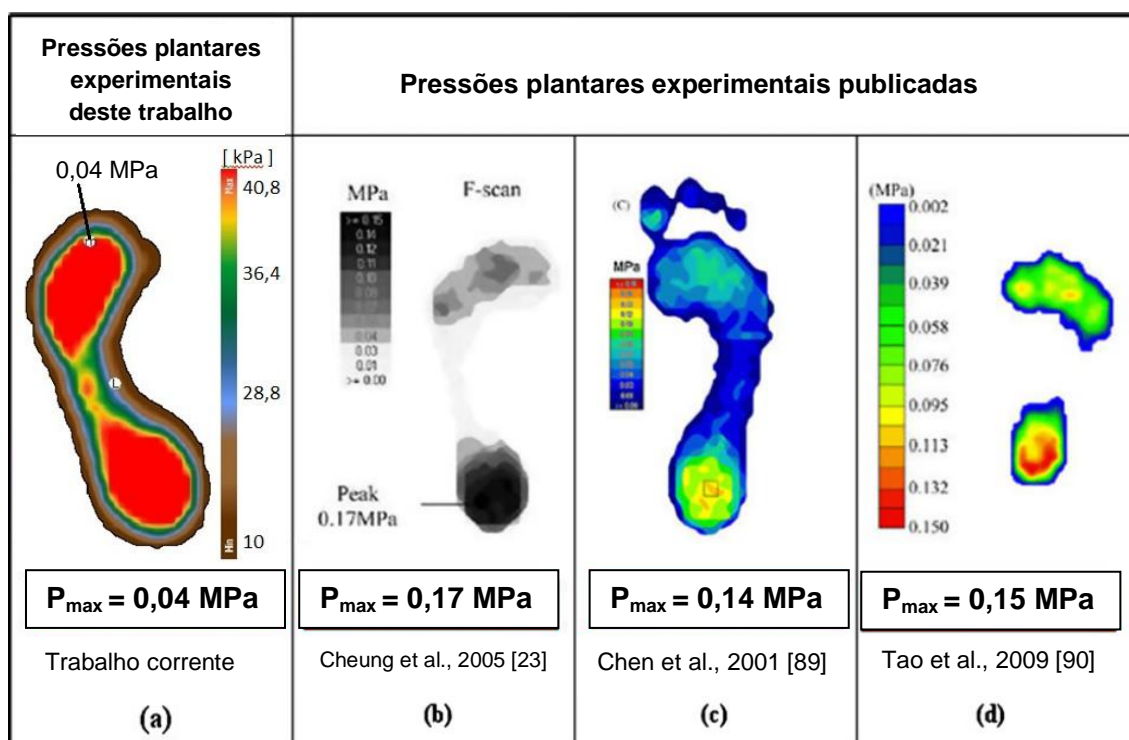


Figura 77 – Comparação entre pressão plantar do paciente e pressões plantares de trabalhos publicados. [23][89][90]

6.3 Discussão de resultados experimentais

Os resultados experimentais revelaram que os resultados entre os dois pés são muito semelhantes comparando o pé esquerdo com o pé direito, sendo aproximadamente simétricos. Assim foi utilizado como simplificação no estudo utilizando apenas do pé esquerdo. Esta simplificação é mais significativa na fase de simulação, mas foi devida à semelhança entre resultados nos ensaios experimentais.

Comparando as três situações estudadas podemos verificar que em relação ao pé descalço existem diferenças significativas nas forças transmitidas ao solo relativamente à utilização de palmilhas. Com este método de medição, utilizando um tapete sensorial, apenas conseguimos obter informações relativamente às forças que são transmitidas para o solo, o que permite retirar conclusões importantes apenas sobre o pé descalço. Nas medições efetuadas com as palmilhas, não podemos analisar o que efetivamente acontece na planta do pé, já que as pressões transmitidas ao solo já sofreram alterações na passagem pelas diferentes palmilhas.

Ainda assim, relativamente às pressões aplicadas no solo, estas são mais distribuídas por toda a planta do pé quando o sujeito utiliza a palmilha ASICS comerciais. Por esse fato, é observada uma diminuição das pressões máximas relativamente ao pé descalço. Por outro lado, com a utilização da palmilha RiaPé, as pressões são transmitidas ao solo através de zonas de menor área de contato, o que leva a menor dispersão de pressões, com picos de pressão mais altos do que no pé descalço. Essas zonas coincidem com a localização de materiais com maior rigidez na palmilha RiaPé em contato com o solo. Este comportamento era esperado segundo o estudo de Cheung [28], uma vez que para o tipo de palmilha personalizada, seria esperada uma concentração de pressões maior na zona do calcanhar. Isso não seria uma vantagem por exemplo num paciente diabético (em que é necessária uma dispersão máxima de todas as concentrações de pressão, em especial os picos, sendo essa dispersão normalmente conseguida com uma distribuição de pressões direccionada para a zona do medial da planta do pé), mas como o paciente em estudo pretende uma utilização das palmilhas em corrida, é benéfica a concentração de forças no calcanhar de modo a diminuir o esforço dos arcos plantares e desta forma evitar algumas lesões na fáscia plantar.

Os centros de massa mantiveram-se aproximadamente no mesmo local, independentemente do ensaio realizado. Já o ponto de pressão máxima, relativamente ao pé descalço, manteve-se aproximadamente no mesmo local com a utilização da palmilha ASICS, mas utilizando a palmilha RiaPé verificou-se um deslocamento de cerca de 5% no eixo antero-posterior do pé. Isto pode dever-se ao facto de a palmilha RiaPé proporcionar uma pequena elevação da altura do calcanhar, devido ao facto de nessa zona possuir uma maior quantidade de material relativamente à parte anterior. O que faz com que a cabeça dos metatarsos passem a aplicar a força numa zona ligeiramente diferente.

Para validação dos resultados experimentais medidos no tapete sensorial, a figura 77 mostra que o padrão de distribuição de pressões é semelhante ao relatado na literatura [23, 89, 90], em que as pressões mais altas estão situadas no antepé e retropé. O valor de pressão máxima, bem como a ordem de grandeza do mesmo, do trabalho corrente não se situa na mesma zona dos valores relatados na literatura [23, 89, 90], no entanto esse é um valor bastante específico de cada caso que varia facilmente consoante o peso e a distribuição de forças da pegada de cada paciente.

6.4 Avaliação clínica

Avaliação clínica do paciente foi realizada pela Dr^a Cristina Oliveira (Clínica RiaPé) após medição experimental do paciente. Esta avaliação clínica é de extrema importância, pois é necessário saber qual o tipo de pé e quais as pressões plantares exercidas associadas a esse paciente para que seja fabricada a palmilha personalizada ideal:

“O paciente apresenta um pé cavo com presença de hiperapoio na zona do antepé (zona anterior do pé) e retropé (calcanhar). Em estatística aquando da marcha o comportamento do pé atinge uma maior carga no antepé direito. Com o tratamento ortopodológico suporte plantar personalizado essa diferença de cargas é distribuída por toda a zona do pé levando para valores fisiológicos. O paciente também refere a nível qualitativo uma diferença notória.”

Capítulo 7

7 Simulação numérica

Este capítulo tem como objetivo a descrição do modelo CAD e modelo numérico desenvolvido durante o trabalho. Estes modelos foram desenvolvidos para estimar as forças plantares e internas nos ossos e estruturas de tecidos moles sobre várias condições de suporte plantar. Deste modo, pretende-se que se consiga monitorizar os efeitos das diferentes formas de palmilhas e seus materiais constituintes, para determinar qual o mais eficiente. O modelo de elementos finitos é assim uma ferramenta importante para investigar o comportamento do pé quando se pretende explorar essas diferentes configurações.

Além de ter sido modelado um modelo CAD aproximado do pé do paciente em estudo, este modelo foi simplificado, contendo apenas a estrutura óssea, tecidos moles, cartilagens e alguns ligamentos. A estrutura óssea foi ainda simplificada, sendo que cada osso é apenas um sólido com uma única propriedade mecânica, seleccionada na literatura. O mesmo acontece com os tecidos moles e cartilagens. Foram ainda modelados dois tipos de palmilhas (standard e personalizada) de acordo com as palmilhas utilizadas nos ensaios experimentais.

Para a simulação numérica foi considerado o mesmo paciente que efetuou a análise podológica experimental, sendo assim utilizado como base para a simulação numérica um paciente do sexo masculino, saudável, com 25 anos de idade, 1,75 metros de altura e 80 kg de massa corporal.

7.1 Modelo CAD do pé esquerdo

7.1.1 Estrutura óssea

A estrutura óssea do pé esquerdo foi obtida a partir da forma de uma estrutura óssea sintética, modelo comercial (modelo 1337-1 da Sawbones

Europe AB). Este modelo foi utilizado pela impossibilidade de obtenção de uma TAC (Tomografia Axial Computorizada) do pé do paciente previamente analisado experimentalmente no capítulo anterior. Este facto faz com que o modelo CAD não represente de forma exata a estrutura óssea do paciente em estudo, já que são desconhecidas as reais dimensões de cada osso, bem como a sua orientação relativa. Na figura 78 está representada a estrutura óssea sintética utilizada.



Figura 78 – Estrutura óssea sintética utilizada.

Para o levantamento de forma da estrutura óssea, a técnica para obtenção do modelo CAD 3D foi a aquisição de geometria sem contato por scanner laser 3D (Roland LPX 250), controlado automaticamente pelo software do equipamento (Dr. Picza3, Roland DG Incorporation) [45]. Sendo a resolução do scanner de 0,2mm. O modelo foi importado para o *software* o CATIA V5R20, no qual as superfícies de cada osso foram individualmente unidas de forma a obter uma única superfície contínua com a forma da estrutura óssea.

Após a reconstrução geométrica, a superfície correspondente a cada osso foi sujeita a uma expansão escalar de 10%, para que a estrutura óssea correspondesse aproximadamente ao tamanho do pé do paciente em estudo. Para concluir, essa superfície foi então transformada em sólido.

O modelo CAD da estrutura óssea, tal como mostra a figura 79, é constituído por 26 ossos do pé, sendo eles: tálus, calcâneo, cubóide, navicular, 3 cuneiformes, 5 metatarsos e 14 componentes das falanges. Foram criados elementos sólidos no espaço entre os ossos, para simular a conexão através da cartilagem, e foram também utilizadas linhas para representar os ligamentos. Assim, foram criados 10 ligamentos para simular o efeito da fáscia plantar, sendo definidos através da ligação entre um ponto na base do calcâneo e os correspondentes pontos de fixação nos ossos do grande ligamento da planta do pé, dos tendões do músculo flexor comum dos dedos e do tendão do músculo flexor do hálux. Foram ainda utilizados mais 7 ligamentos nas ligações entre o tálus e os ossos circundantes, de forma a conseguir uma melhor estabilização do tálus quando aplicada a força. Esses ligamentos representam de forma simplificada os ligamentos das articulações

subtalares e mediotársica, definidos no capítulo 1.4.2. Estes ligamentos foram utilizados de forma simplificada uma vez que o modelo de elementos finitos foi configurado de modo a que os tecidos moles, a estrutura óssea e as cartilagens se fixassem entre si, sendo apenas significativo no resultado da simulação o efeito dos ligamentos utilizados. Na figura 79 estão representados os ligamentos utilizados a preto, bem como a restante estrutura óssea e as respetivas cartilagens.

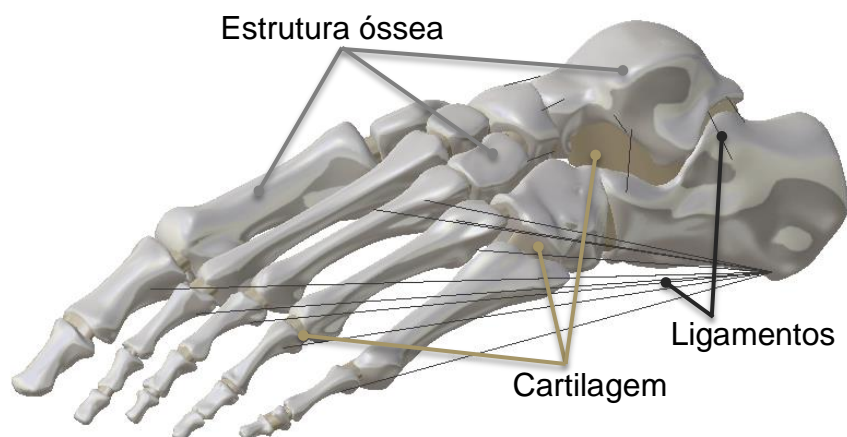


Figura 79 – Modelo tridimensional dos ossos, cartilagens e ligamentos.

7.1.2 Tecidos moles

Foi gerado um modelo tridimensional obtido da reconstrução 3D do molde da base do pé em gesso, utilizando um scanner portátil ZScanner 700 (cedido pela NORCAM) e o software de equipamento (featureCAM, Zcorporation), num processo de aquisição de forma sob a forma de nuvem de pontos que está representado na imagem da figura 80. Sendo a resolução do scanner de 0.1mm. Posteriormente, utilizando o *software* CATIA V5R20 a nuvem de pontos obtida foi devidamente tratada e transformada em superfície. Os extremos superiores da superfície foram unidos através de *Splines* com uma forma que permitisse incorporar toda a estrutura óssea dentro dos tecidos moles, tentando também modelar de forma aproximada a forma exterior do pé humano. Essa superfície foi então transformada em sólido. Na figura 80 está representado o modelo final do pé.



Figura 80 – Aquisição da nuvem de pontos do molde em gesso (à esquerda) e modelo sólido do pé (à direita)

Após desenvolvimento do modelo sólido e dos tecidos moles do pé, foi introduzido no seu interior o modelo dos ossos e cartilagens. As estruturas ósseas foram submersas com os tecidos moles encapsulados, enquanto a estrutura dos ligamentos foi sobreposta ao volume de tecidos moles. Na figura 81 está representado esse modelo completo, em que se consegue observar as estruturas ósseas e cartilagens através da transparência dos tecidos moles.

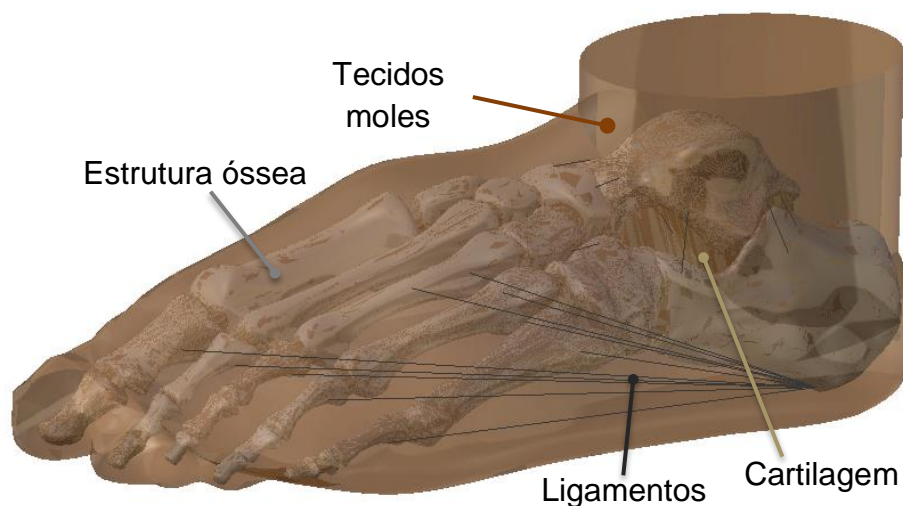


Figura 81 – Modelo tridimensional completo do pé.

7.1.3 Ortótese plantar

As ortóteses plantares foram desenvolvidas geometricamente, começando pela palmilha ASICS, que é a palmilha standard fornecida nas sapatilhas da marca ASICS, modelo Gel-Venture 2, e para obter o seu modelo tridimensional foi feito o *offset* da forma do calcanhar do pé, sendo o restante um modelo aproximadamente plano. A palmilha é constituída por uma camada de 4mm de EVA e revestido por uma camada fina de tecido, camada essa que foi desprezada no modelo CAD.

Na figura 82 estão representadas as duas palmilhas utilizadas nos ensaios experimentais e que serviram de base para a construção do modelo CAD.



Figura 82 – Palmilha ASICS (à esquerda) e palmilha RiaPé (à direita).

A ortótese plantar utilizada (palmilha desenvolvida na clínica RiaPé) é uma ortótese plantar anatomicamente adaptada ao sujeito em estudo e foi construída pelo método de moldagem personalizada. Para obter a forma do modelo 3D da mesma foi utilizado um *offset* do modelo 3D da planta total do pé para a primeira camada de material da palmilha (Podiamic 160 MP 2.5mm Azul). Nas seguintes camadas foram realizados sucessivos *offsets* das camadas anteriores com a forma do respetivo material, de forma a obter no final uma ortótese plantar adaptada ao modelo tridimensional do pé. Esta palmilha é constituída por uma combinação de 6 camadas de material, unidas entre si por uma resina termoplástica. A camada que fica em contato com todo o pé é de um material denominado por *Podiamic 160 MP 2.5mm Azul* (formado por PE + EVA) e é a camada base da palmilha. Por baixo desta, a metade anterior está coberta por uma camada de *Viscoténe 2.5mm Verde* (formada por uma espuma não identificada) e a metade posterior é coberta por uma camada de *Podiaflex 0.8mm Cinzento* (formada por resina + PVC). A zona inferior da camada de Podiaflex é ainda procedida por duas camadas diferentes de um material denominado por *Transflux 1mm Preto/Branco* (formado por resina + PU + adesivo), sendo a primeira camada de *Transflux Branco* e a segunda com uma forma diferente e menor de *Transflux Preto* (apesar de ser o mesmo material, o de cor branca tem um módulo de elasticidade maior que o de cor preta). As duas camadas de Transflux têm uma abertura circular na zona do

calcanhar, que é preenchida por um material com a finalidade de amortecer os choques nesta zona, denominado por Confortene 2mm Preto (formado por borracha sintética).

Na figura 83 encontra-se representado o modelo 3D explodido da palmilha fabricada na clínica RiaPé com os vários constituintes separados.

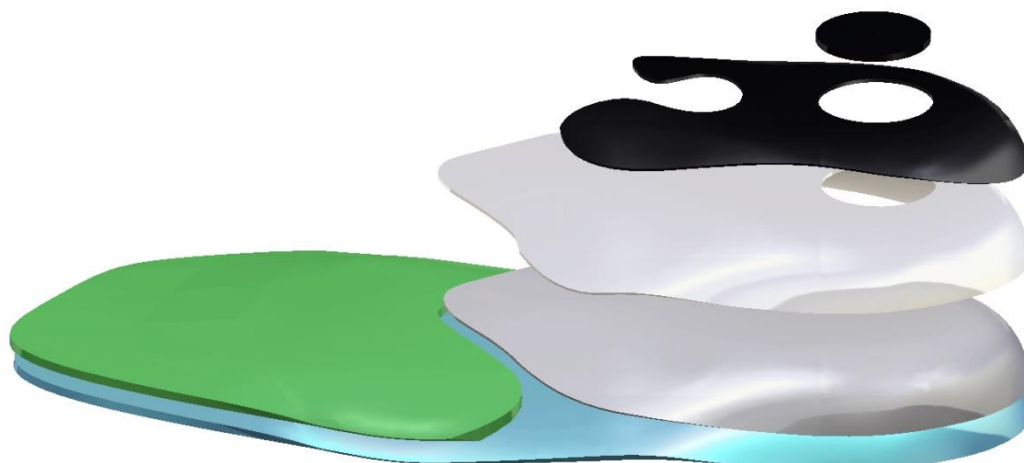


Figura 83 – Vista explodida dos vários constituintes da palmilha

Na figura 84 temos os modelos 3D das duas palmilhas.



Figura 84 – Modelo 3D da palmilha ASICS (à esquerda) e palmilha RiaPé (à direita).

7.2 Modelo elementos finitos

Posteriormente, com base no modelo CAD foi estudado no módulo de simulação por elementos finitos do CATIA V5R20.

A metodologia de análise pelo método de elementos finitos utilizada neste trabalho foi baseada num estudo de Cheung [23]. Foi considerado apenas o pé esquerdo quando o sujeito se encontrava de pé, na posição fundamental, aplicando 50% do seu peso em cada pé. Para simular isso, foram aplicados no modelo do pé vectores de força correspondentes a metade do peso do corpo e vectores força correspondentes ao tendão de Aquiles.

O modelo de elementos finitos dos ossos e tecidos moles foi sobreposto numa malha de elementos tetraédricos lineares (tabela 1) e os ligamentos definidos com 34 elementos de tensão/molas. Na figura 85 encontra-se representada a malha utilizada no modelo de elementos finitos na estrutura óssea.

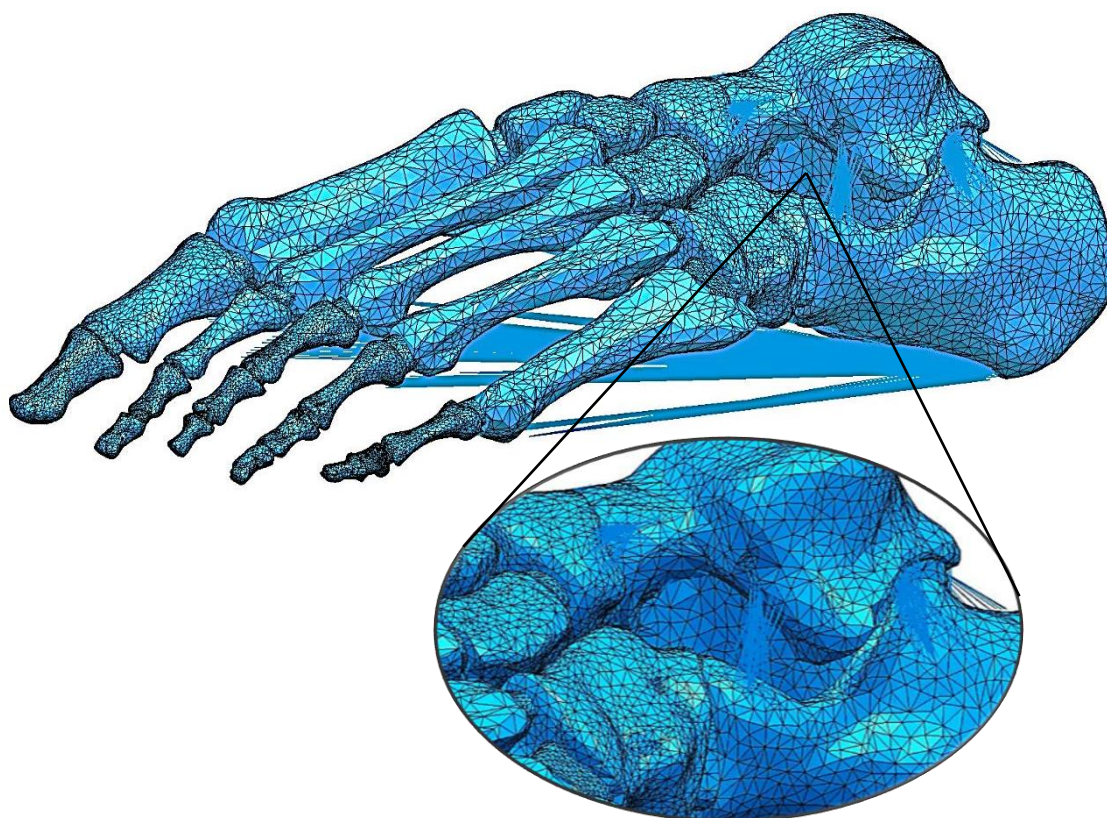


Figura 85 – Modelo de elementos finitos da estrutura óssea com representação da malha utilizada.

Tabela 1 – Descrição do nº de nós e nº de elementos utilizados na simulação numérica.

	Nº nós	Nº elementos
Estrutura óssea + Cartilagens	55064	246707
Tecidos moles	114680	521058
Palmilha ASICS	5566	18561
Palmilha RiaPé	11329	40120
Solo	14191	41671
Total simulação pé descalço	183935	809436
Total simulação palmilha ASICS	189501	827997
Total simulação palmilha RiaPé	195264	849556

Condições fronteira

Para simular a força vertical do corpo, um vector de força com o valor de 400N (correspondente a metade do peso do corpo) foi aplicado na face superior do tálus. Foram ainda aplicadas duas restrições no calcâneo, de modo a restringir os movimentos no plano transversal do pé. Já para simular o tendão de Aquiles foi aplicada uma força vertical equivalente com uma magnitude de 200N, no extremo posterior do calcâneo. Este valor de força do tendão de Aquiles foi calculado como sendo aproximadamente 50% da força aplicada em cada pé, segundo o estudo de Simkin [44].

O apoio do pé (solo) foi definido como encastrado a partir da sua face inferior.

Esquemáticamente, estas forças e restrições aplicadas estão representadas em pormenor na figura 86.

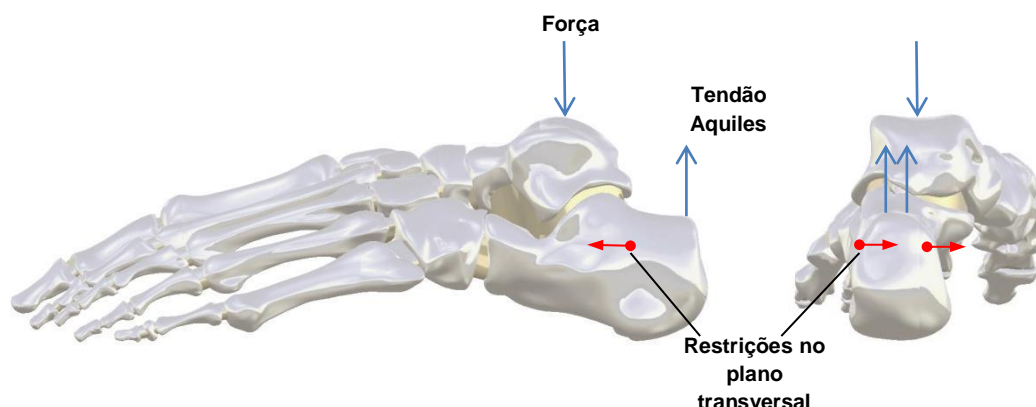


Figura 86 – Modelo ósseo com representação das forças utilizadas na simulação.

Quanto à definição de contactos entre os diferentes componentes, as interações entre os metatarsos, cuneiformes, cubóide, navicular, tálus, calcâneo e as respectivas cartilagens foram definidas como superfícies de contacto sem atrito, o que permite o movimento relativo da articulação. Nas falanges, as interações entre elas e as respectivas cartilagens foram definidas como contacto colado, com coeficiente de atrito de 1. Foram incluídos 10 ligamentos para simular a fáscia plantar e 7 ligamentos no tálus, sendo que essas ligações foram definidas como sendo molas.

Para simular o contacto entre os tecidos moles e os ossos/cartilagens foi definido o contacto colado.

Todos os elementos foram considerados isotrópicos, homogêneos e linearmente elásticos (tabela 2). O módulo de Young e coeficiente de Poisson para as estruturas ósseas foram designados como 7300 e 0,3MPa, respectivamente [40]. A razão de Poisson e módulo Young que foram atribuídos aos tecidos moles do pé foram 0,15 e 0,45 MPa, respectivamente [23]. As propriedades mecânicas da cartilagem [30], ligamentos [41], e fáscia plantar [42] foram seleccionados a partir da literatura.

Tabela 2 – Propriedades do material e tipos de elemento do modelo de elementos finitos do pé

Componente	Tipo de elemento	Módulo de Young E [MPa]	Razão de Poison	Área de Secção [mm ²]
Estrutura Óssea	3D tetraedra	7300	0,3	-
Tecidos moles	3D tetraedra	0,15	0,45	-
Cartilagem	3D tetraedra	1	0,4	-
Ligamentos	Tension-only truss	260	-	18,4
Fáscia Plantar	Tension-only truss	350	-	290,7

7.2.1.1 Cálculo da força dos ligamentos

Para definir os ligamentos que constituem a fáscia plantar como elementos mola foi necessário calcular a constante elástica da mola (K) através da Lei de Hooke. Uma vez que no estudo de Wright [42] era definido o valor do Módulo de Young e da Área de Secção, foram medidos os comprimentos de cada ligamento para utilizar a lei de Hooke.

Na tabela 3 estão representados os valores utilizados para a rigidez e o valor utilizado em cada ligamento correspondente.

Tabela 3 – Valores de comprimento dos ligamentos e respetiva rigidez

	l_0 [mm]	K [MPa]
Tendão Fáscia Plantar 1	144,0	0,707
Tendão Fáscia Plantar 2	151,1	0,673
Tendão Fáscia Plantar 3	158,7	0,641
Tendão Fáscia Plantar 4	171,6	0,593
Tendão Fáscia Plantar 5	167,9	0,606
Tendão Fáscia Plantar 6	93,2	1,09
Tendão Fáscia Plantar 7	102,3	0,99
Tendão Fáscia Plantar 8	105,1	0,97
Tendão Fáscia Plantar 9	111,5	0,91
Tendão Fáscia Plantar 10	119,4	0,85
Ligamento 1	10,5	9,67
Ligamento 2	19,2	5,29
Ligamento 3	16,2	6,27
Ligamento 4	6,8	14,93
Ligamento 6	11,1	9,14
Ligamento 7	8,9	11,4
Ligamento 8	8,8	11,4

Para definir cada ligamento como mola no CATIA foram utilizadas duas molas sobrepostas, uma no sentido inverso da outra, em que o valor de K de cada uma delas foi definido como metade do valor de K correspondente.

7.2.2 Palmilhas

Como a palmilha desenvolvida na clínica RiaPé é composta por vários tipos de materiais colados entre si, foi necessário definir esses contactos na simulação, sendo que, os contactos entre as diferentes camadas de materiais

na palmilha RiaPé foram definidos como contactos colados, com coeficiente de atrito de 1.

Tanto para a palmilha ASICS como para a ortótese plantar RiaPé/SIDAS foram utilizados na simulação no CATIA os tipos de elemento e as propriedades indicadas na tabela 4. Como não foi possível obter informação numérica precisa sobre as propriedades de cada material utilizado, as propriedades foram definidas de forma aproximada e iterativa. Para isto, foram sendo feitas comparações entre o efeito da palmilha nos resultados experimentais e o efeito da palmilha equivalente nos resultados da simulação, tentando aproximar os dois resultados à medida que eram alteradas apenas as propriedades do material da palmilha, de acordo com a informação gráfica catalogada. Já o contato entre o pé e cada palmilha foi definido como contato com atrito usando um coeficiente de atrito de 0,6 [43].

Tabela 4 – Propriedades do material e tipos de elemento do modelo de elementos finitos das palmilhas

Componente	Tipo de elemento	Módulo de Young E [MPa]	Razão de Poison	Densidade [kg/m ³]	Dureza [Shore A]
Podiamic 160 MP 2.5mm Azul	3D tetraedra	1	0,4	148	30mp/35c
Podiaflex 0.8mm	3D tetraedra	0,8	0,4	-	-
Viscoténe 2,5mm Verde	3D tetraedra	0,3	0,4	500	30
Transflux 1mm Branco	3D tetraedra	50	0,4	-	-
Transflux 1mm Preto	3D tetraedra	100	0,4	-	-
Confortene 2mm	3D tetraedra	30	0,4	-	35
Palmilha ASICS	3D tetraedra	0,6	0,4	-	-

7.2.3 Apoio do pé

Para simular o apoio do pé nas diferentes situações foi utilizada uma camada rígida com 3mm de espessura. O contato entre o chão e a palmilha foi definido com contato utilizado um coeficiente de atrito de 0,4 [43]. A palmilha foi perfeitamente alinhada entre o pé e o solo de modo a permitir um contato mínimo inicial entre o pé, a palmilha e o solo, antes de ser aplicada a força. Pode ser vista essa representação na figura 87.



Figura 87 – Modelo tridimensional do pé sobre a palmilha em contato com o solo.

7.3 Resultados numéricos e experimentais de medições ao nível do solo

Concluída a simulação, é possível obter as reações em vários locais diferentes e em estruturas onde não podemos medir experimentalmente. Para comparar os resultados obtidos experimentalmente com os resultados numéricos é necessário comparar ambos os resultados com resultados experimentais nas mesmas condições. Assim, como experimentalmente foi utilizado um tapete sensorial, os resultados numéricos presentes neste subcapítulo correspondem às pressões medidas entre o solo e as palmilhas ou a planta do pé no caso do pé descalço. De seguida estão representados na figura 88, figura 89 e figura 90 esses resultados dos ensaios experimentais comparativamente ao respetivo resultado numérico da simulação. Na figura 91

está representada uma comparação entre os três tipos de ensaios, sendo os resultados apenas numéricos.

De notar a diferença de escalas de umas figuras relativamente a outras, devido à impossibilidade de acertar a escala no software utilizado nos ensaios experimentais. Sendo que os resultados numéricos foram ajustados à escala correspondente a cada figura.

A figura 88 mostra os resultados da simulação numérica e do ensaio experimental correspondente ao pé descalço. Sendo as pressões medidas no solo, imediatamente abaixo da planta do pé.

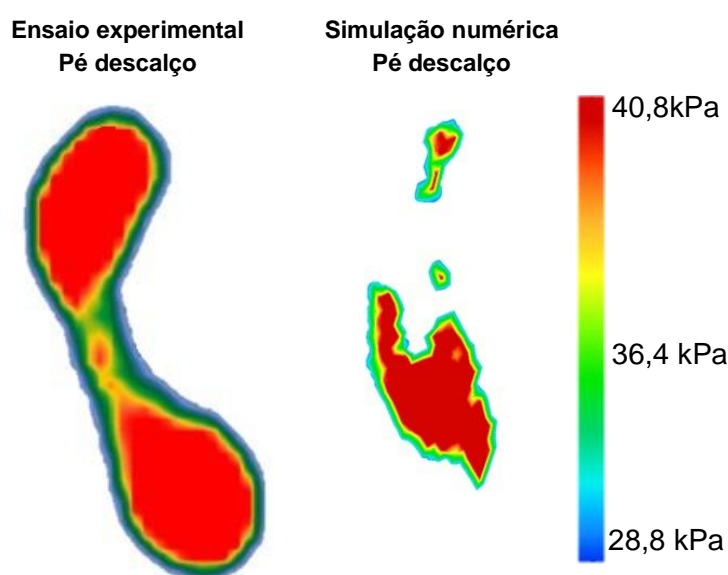


Figura 88 – Comparação de pressões plantares medidas no solo quando o pé estava descalço. Ensaio experimental à esquerda e resultado de simulação numérica à direita.

A figura 89 mostra os resultados da simulação numérica e do ensaio experimental correspondente ao pé sobre a palmilha ASICS. Sendo que as pressões foram medidas no solo, em contato direto com a face inferior da palmilha standard fornecida com os ténis ASICS.

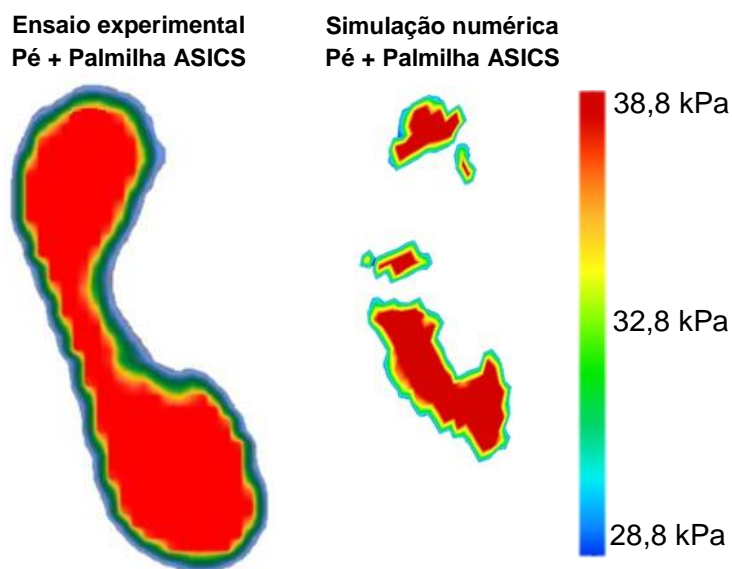


Figura 89 – Comparação de pressões plantares medidas no solo quando o pé pisava a palmilha ASICS. Ensaio experimental à esquerda e resultado de simulação à direita.

A figura 90 mostra os resultados da simulação numérica e do ensaio experimental correspondente ao pé sobre a palmilha fabricada na clínica RiaPé. Sendo que as pressões foram medidas no solo, em contacto direto com a face inferior da palmilha RiaPé.

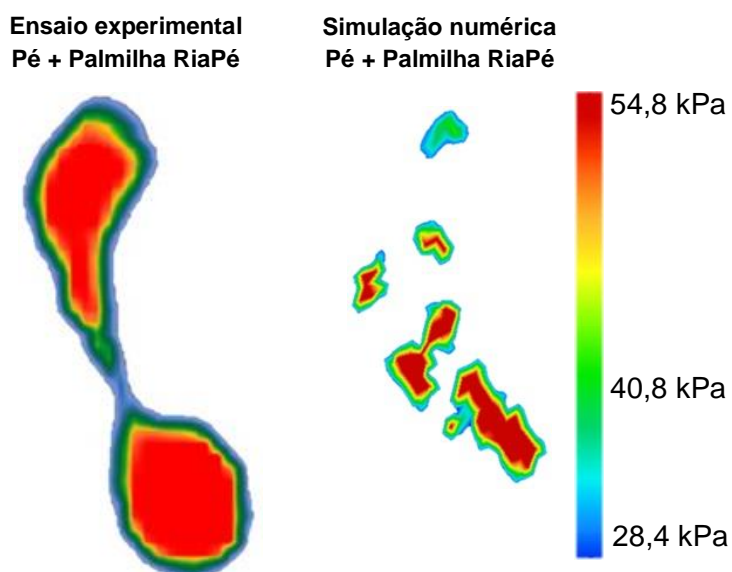


Figura 90 – Comparação de pressões plantares medidas no solo quando o pé pisava a palmilha RiaPé. Ensaio experimental à esquerda e resultado de simulação à direita.

A figura 91 mostra os resultados apenas da simulação numérica correspondentes aos três tipos de ensaio: pé descalço, pé sobre a palmilha ASICS e pé sobre a palmilha ASICS. Sendo que as pressões foram medidas no solo, em contacto direto com a face inferior da planta do pé no ensaio do pé descalço, e em contacto direto com a face inferior da correspondente palmilha nos restantes ensaios. Esta figura tem ainda indicado em cada representação o ponto onde a força é máxima (ponto “m”), de modo a mostrar a variação da localização do mesmo. Neste caso podem comparar-se diretamente os resultados nas diferentes situações, uma vez que a escala foi ajustada aos mesmos valores.

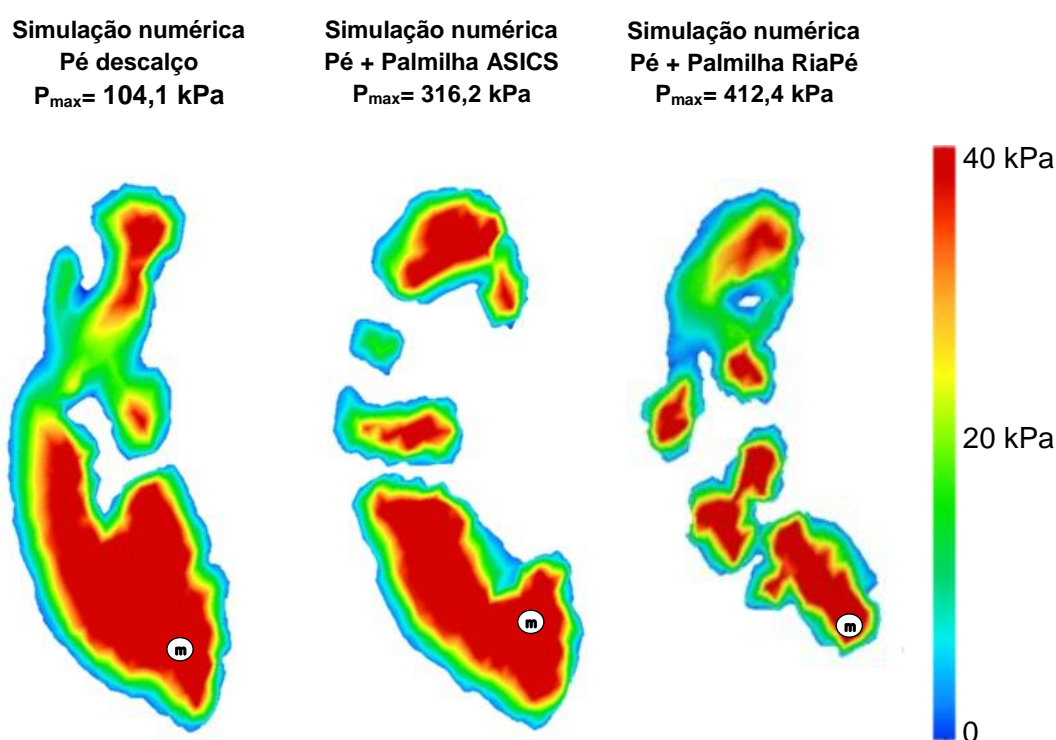


Figura 91 – Comparação entre as várias pressões exercidas no solo nas várias simulações numéricas e indicação do ponto “m”. Da esquerda para a direita: Pé descalço, pé com palmilha ASICS e pé com palmilha ASICS.

7.4 Resultados numéricos de medições ao nível do primeiro apoio do pé

Neste subcapítulo são mostrados os resultados obtidos apenas por simulação numérica, referentes às três situações em estudo. Pois não foi possível experimentalmente medir na interface da palmilha com o pé. As figuras apresentam também a mesma escala, sendo esta diferente entre cada figura para que a visualização dos resultados fosse facilitada de acordo com cada caso apresentado.

Na figura 92 estão representadas as pressões plantares exercidas pelo pé nas diferentes situações, as pressões foram obtidas diretamente na planta do pé. Uma vez que a escala é igual, está indicada a pressão máxima exercida em cada caso para que seja possível comparar as diferentes concentrações (ou picos) de pressões plantares em determinadas zonas.

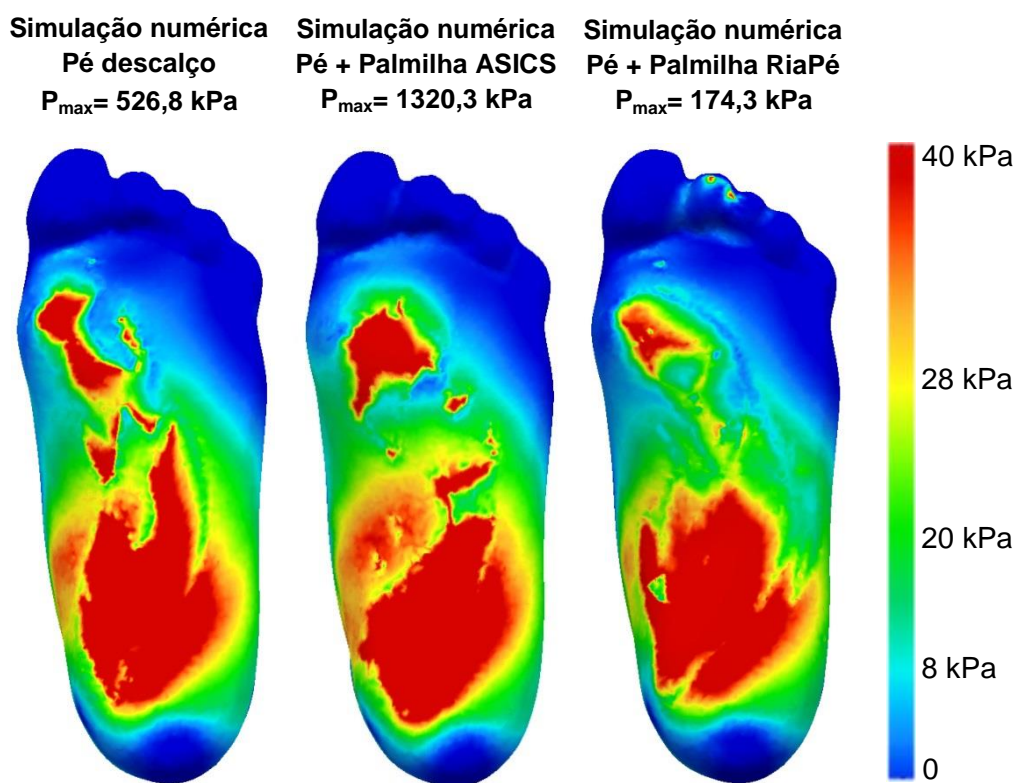


Figura 92 – Pressões plantares resultantes da simulação medidas na face inferior do pé.

Na figura 93 está representada a distribuição de pressões plantares resultantes da simulação numérica desenvolvida neste trabalho, comparativamente a outros trabalhos publicados.

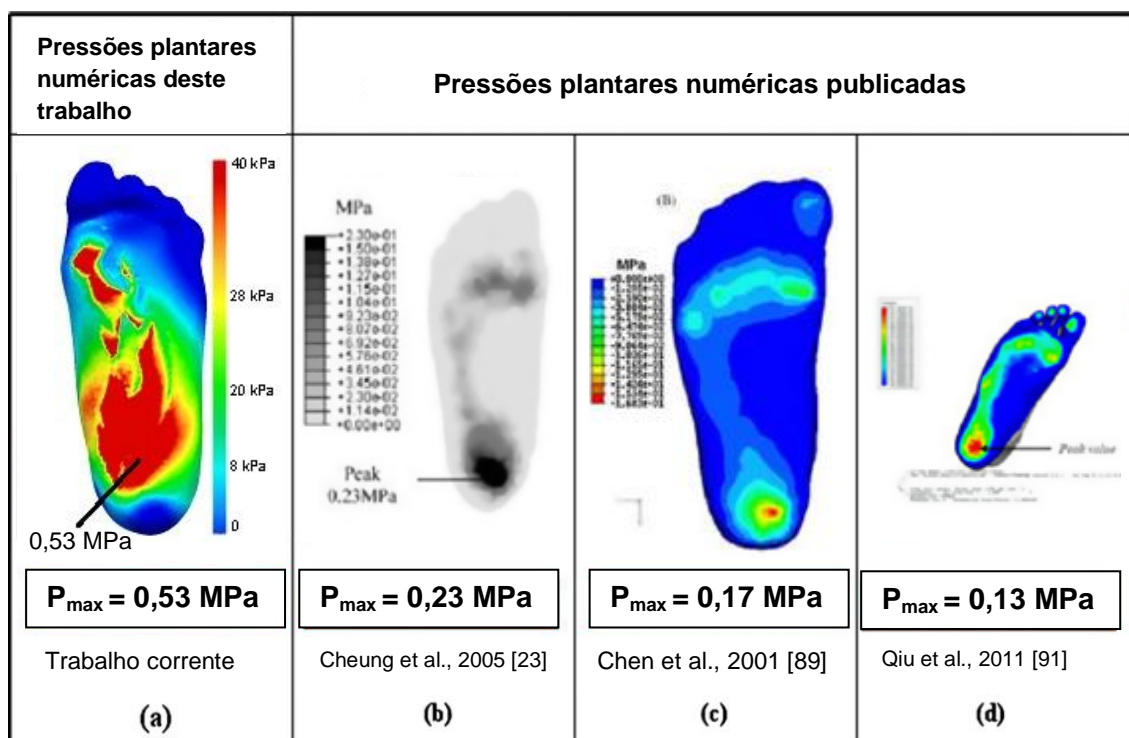


Figura 93 – Comparação entre pressão plantar resultante da simulação numérica deste trabalho e de trabalhos publicados. [23][89][91]

Já na figura 94 estão também representadas as pressões plantares exercidas pelo pé mas obtidas no apoio do pé em cada situação, para que seja perceptível a reação produzida por elas. Isto é, no ensaio do pé descalço a pressão é medida no solo, e nos ensaios com palmilhas a pressão é medida na face superior da palmilha (que está em contato direto com a planta do pé). Uma vez que a escala é igual para toda a figura, volta a estar indicada a pressão máxima exercida em cada caso para que seja possível comparar as diferentes concentrações (ou picos) de pressão em determinadas zonas.

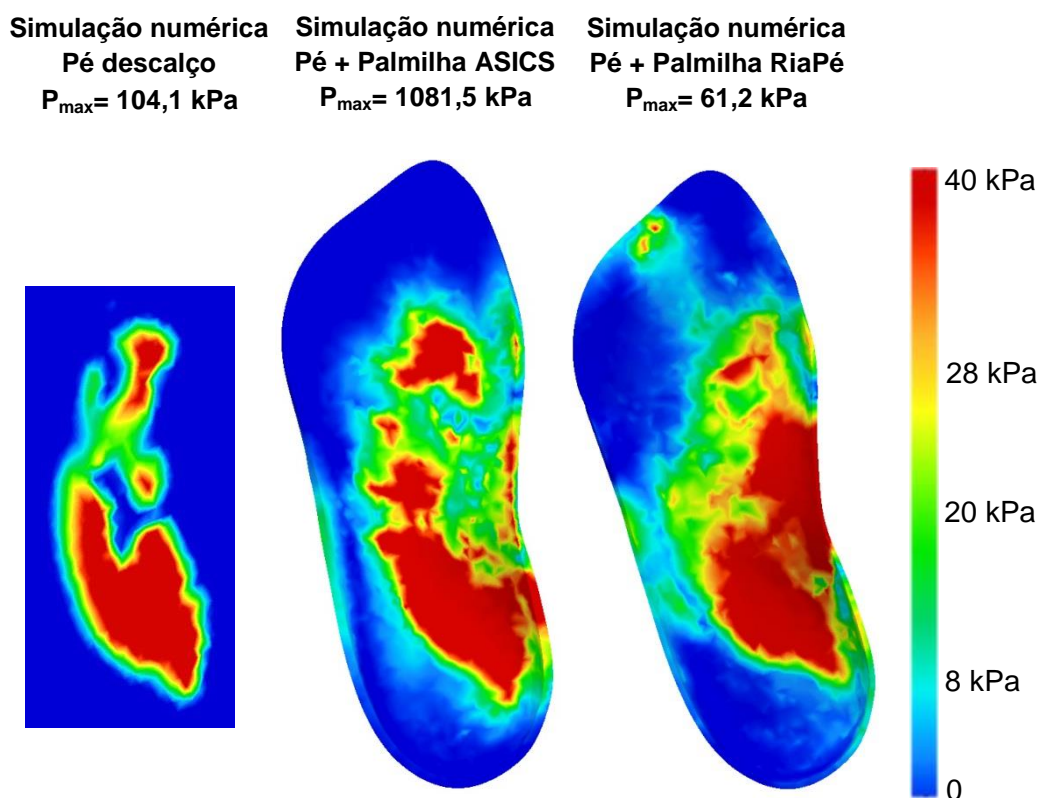


Figura 94 – Pressões plantares resultantes da simulação medidas no respetivo apoio.

7.5 Resultados numéricos de medições na estrutura óssea

Nas figuras seguintes estão representadas as tensões exercidas na estrutura óssea do pé em cada situação estudada, em que a estrutura óssea é apresentada num plano dorsal e num plano plantar do pé. O objetivo é que seja possível mostrar e comparar quais as implicações a nível de estrutura óssea que o paciente é sujeito ao utilizar uma ou outra palmilha, comparativamente a não utilizar nenhuma delas (pé descalço). Na figura 95 mostra-se a vista dorsal da estrutura óssea sob o efeito das tensões de Von Mises produzidas nos diferentes ensaios.

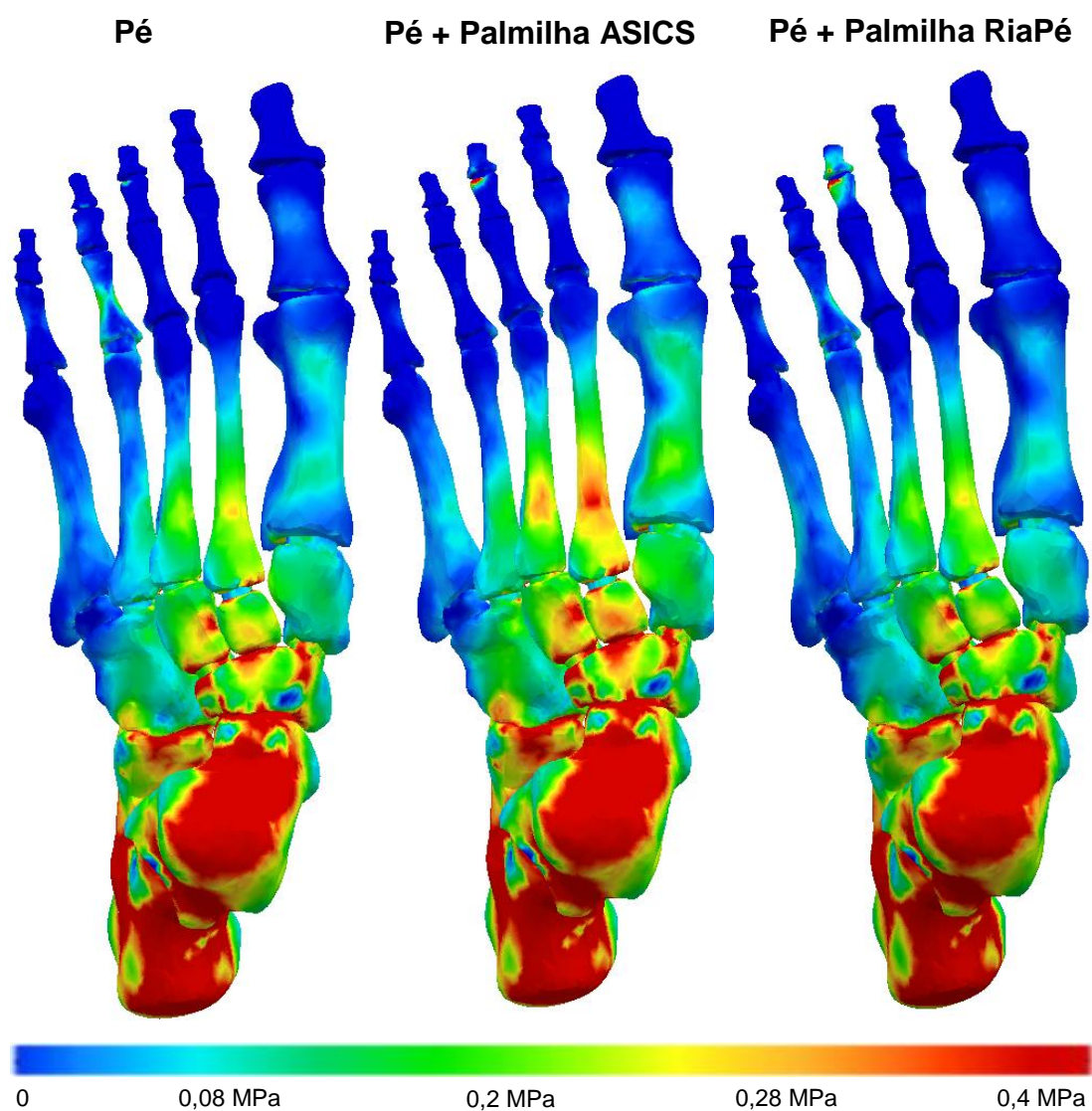


Figura 95 – Vista dorsal da estrutura óssea com representação das tensões de Von Mises exercidas nos ensaios do pé descalço, do pé sobre a palmilha ASICS e do pé sobre a palmilha RiaPé (da esquerda para a direita, respectivamente).

Já na figura 96 é mostrada a vista plantar da estrutura óssea sob o efeito das tensões de Von Mises produzidas nos diferentes ensaios.

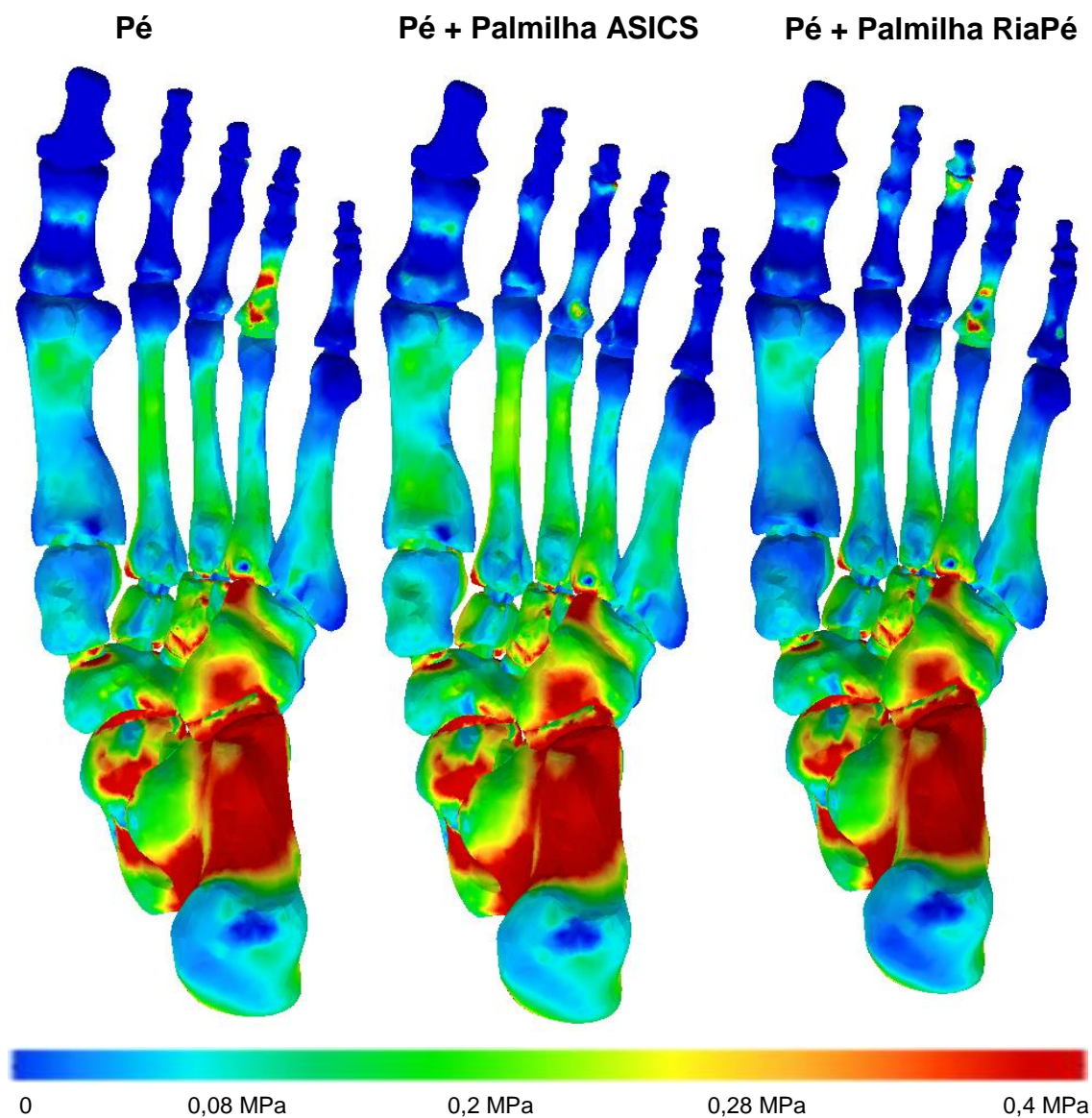


Figura 96 – Vista plantar da estrutura óssea com representação das tensões de Von Mises exercidas nos ensaios do pé descalço, do pé sobre a palmilha ASICS e do pé sobre a palmilha RiaPé (da esquerda para a direita, respectivamente).

7.6 Resultados numéricos de medições ao longo dos vários níveis

À medida que se vão acrescentando níveis, ou camadas de materiais, entre o pé e o solo com o objetivo de implementar alguma modificação estamos a fazer com que sejam alteradas as pressões plantares e a pegada no solo. Essas diferenças são provocadas pelas reações que se desenvolvem e que dão origem os comportamentos desejados, o que neste caso, corresponde à adição de diferentes palmilhas como suporte plantar.

Para mostrar essas alterações que ocorreram ao longo da camada de material da palmilha ASICS, estão representadas as diferentes medidas resultantes da simulação na figura 97. Em que temos a face inferior do pé, a face inferior da palmilha ASICS e a pegada no solo.

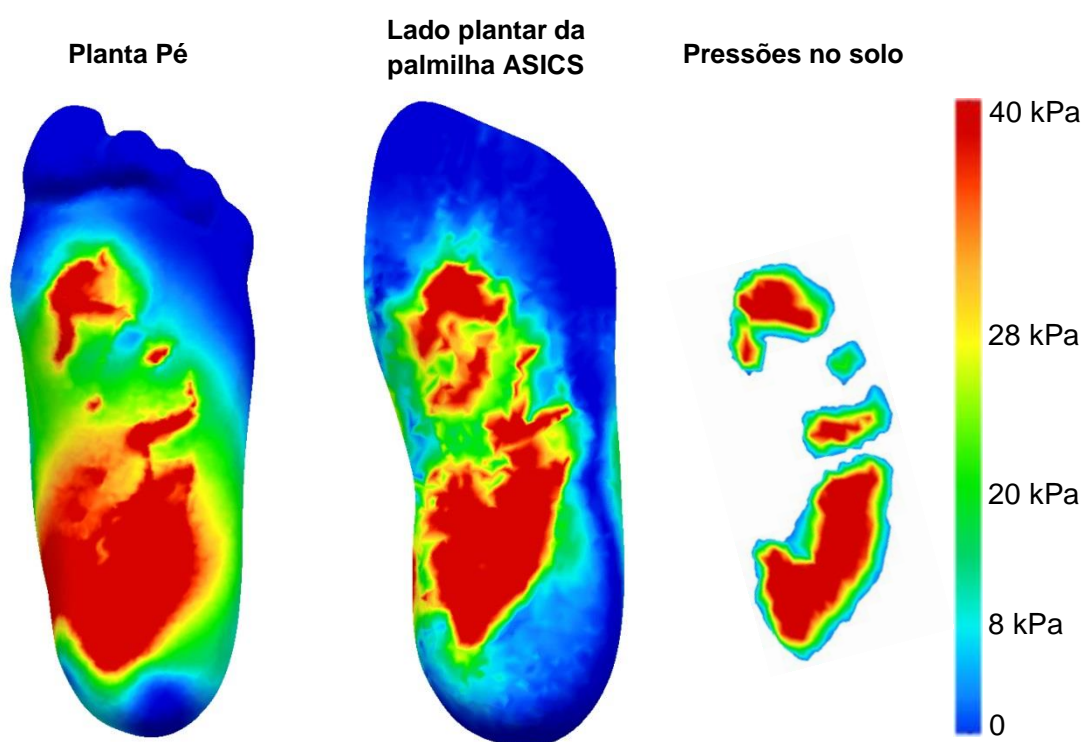


Figura 97 – Representação dos vários níveis de pressão com a utilização da palmilha ASICS. Da esquerda para a direita, forças medidas em: planta do pé; planta da palmilha ASICS; solo.

Para mostrar essas alterações que ocorreram ao longo de cada camada de material da palmilha RiaPé, estão representadas as diferentes medidas de pressões resultantes da simulação na figura 98. Em que temos a face inferior do pé, depois a face inferior da camada do primeiro material da palmilha RiaPé e assim sucessivamente até chegar à pegada no solo.

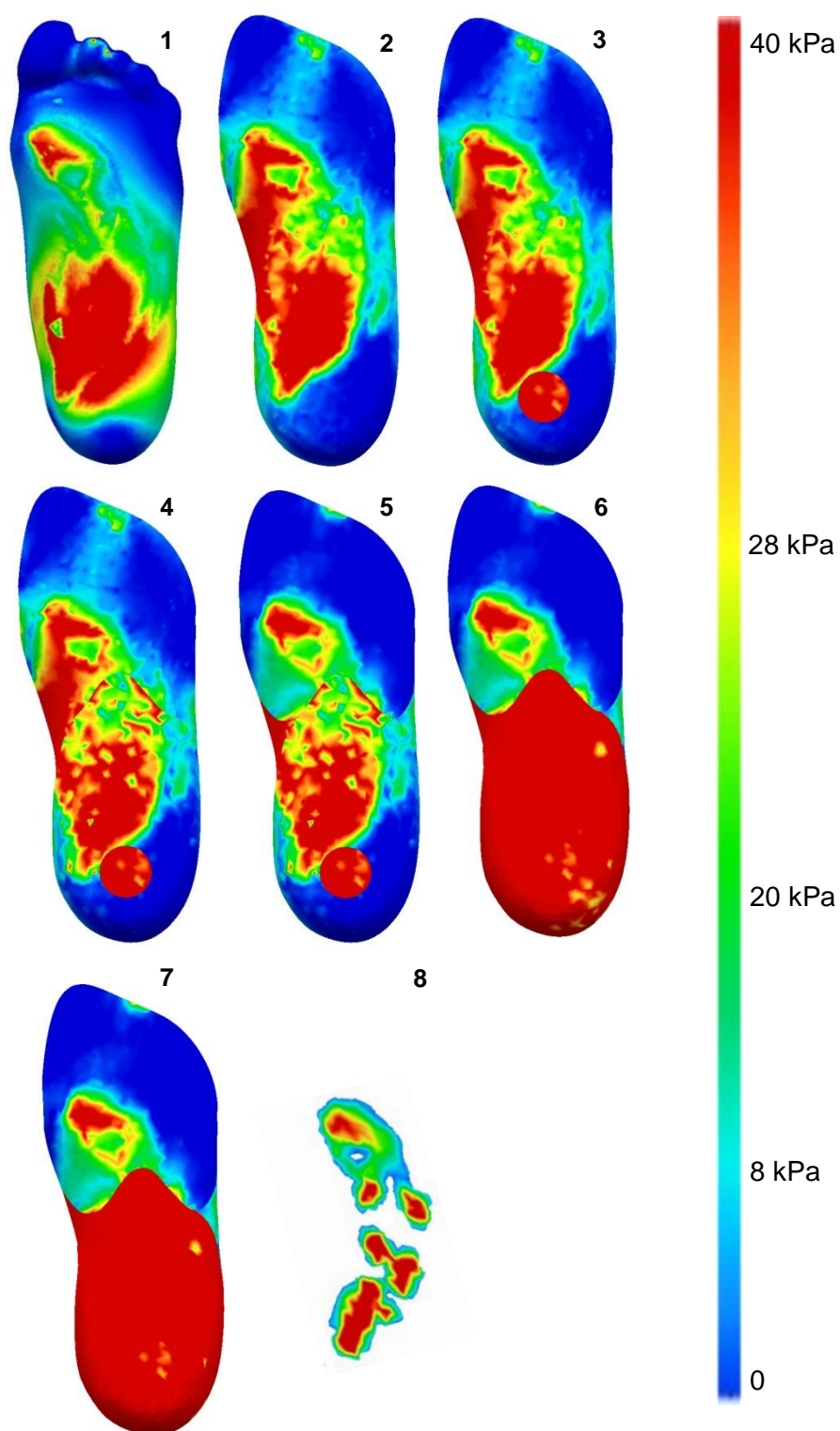


Figura 98 - Representação dos vários níveis de pressão com a utilização da palmilha RiaPé.
1) Planta do pé; 2) Planta do material Podiamic 160MP da palmilha RiaPé; 3) Planta de 2 + Confortene; 4) Planta de 3 + Podiaflex; 5) Planta de 4 + Viscotène; 6) Planta de 5 + Transflux Branco; 7) Planta de 6 + Transflux Preto; 8) Forças no solo.

7.7 Discussão de resultados numéricos

Analizando a distribuição de pressões da figura 92 para comparar com a sua posição relativa no pé, é possível notar que quando o pé descalço as pressões aplicadas no tálus são transmitidas ao solo pela planta do pé maioritariamente na zona anterior e medial do retropé, distribuindo-se pela zona central do mediopé e terminando a distribuição das pressões mais elevadas na zona distal do metatarso, mais especificamente na zona distal do 1º metatarso.

Comparando as três situações estudadas verifica-se que em relação ao pé descalço existem diferenças significativas nas pressões transmitidas consoante a palmilha utilizada, tanto na distribuição de pressão como nos picos de força atingidos.

Comparando a utilização da palmilha ASICS com a não utilização de qualquer palmilha pela figura 92 e figura 94, verifica-se que passa a existir uma concentração de pressões plantares com picos de pressão mais elevados. Deixa de haver zonas com pressões reduzidas para se concentrarem junto das pressões superiores já existentes, passando a ser exercidas forças maiores numa área superior em relação ao pé descalço. Essa alteração a nível de estrutura óssea, observando a figura 95 e a figura 96, traduz-se numa maior carga exercida nas articulações do primeiro metatarso (notando-se um aumento da área de tensão ao longo deste), um forte aumento de tensão com um novo pico no segundo (mais acentuado) e terceiro metatarsos, e um aumento de pressão nos ligamentos e cartilagem da articulação subtalar.

Comparando a utilização da palmilha fabricada na clínica RiaPé com a não utilização de palmilha, pela figura 92 e figura 94, passa a ocorrer uma grande dispersão de pressões, que deixam de estar concentradas na zona do retropé para estarem mais dispersas no mediopé e metatarsos. Aumenta assim a zona de atuação de pressões na planta do pé, tanto medial como lateralmente, contribuindo com a dissolução de picos de força numa carga distribuída de baixa intensidade (comparativamente às cargas normais de um pé descalço). Observando a figura 95 e a figura 96 de modo a perceber quais as alterações que a utilização da palmilha RiaPé provoca na estrutura óssea, verifica-se uma diminuição de tensões de Von Mises de forma geral (diminuição de áreas de tensão de Von Mises mais altas compensadas com aumento de área de tensão de Von Mises de baixa intensidade). Podendo essa diminuição ser mais visível na distribuição de tensões de Von Mises ao longo do primeiro, segundo e terceiro metatarsos, nas articulações (mais notória no 1º metatarso), nos ligamentos e cartilagem da articulação subtalar, zona inferior do tálus, calcâneo e articulações mediotársicas.

No entanto, nas restantes cartilagens, não foram observadas diferenças significativas entre a utilização das diferentes palmilhas e o pé descalço.

Comparando a utilização da palmilha ASICS relativamente à palmilha Riapé as diferenças enunciadas anteriormente apenas se evidenciam mais. De uma forma geral, a palmilha Riapé ao nível da estrutura óssea consegue diminuir as tensões de Von Mises aplicadas nas articulações e nos ossos verificadas com a palmilha ASICS, fazendo com que as pressões plantares sejam dissipadas de modo a evitar picos de pressão elevada. Na figura 92 a diferença de valores de pico de pressão só evidentes, em que com a utilização da palmilha ASICS foi medida uma pressão máxima de 1320,3 kPa (muito superior ao pé descalço) e com a palmilha Riapé foi verificada uma pressão máxima de 174,3 kPa (inferior ao pé descalço).

Apesar de se notar uma melhoria com a utilização da palmilha Riapé relativamente à palmilha ASICS, essa melhoria seria possivelmente ainda mais notória se houvessem pressões transmitidas pelo pé na zona do calcanhar (sendo assim essa a zona mais crítica em termos de picos de força). Nessa situação seria possível testar a zona do calcanhar utilizando a zona mais complexa e desenvolvida da palmilha Riapé, zona essa que também seria de extremo interesse simular com o paciente em movimento.

Relativamente às pressões exercidas no solo, na figura 91 observamos uma comparação entre os vários casos em estudo. Em relação ao ponto de força máxima, tal como esperado, este não sofre grandes alterações de posicionamento. No entanto, é curioso observar o efeito de cada palmilha ao alterar as forças plantares de uma forma um pouco diferente da observada quando se mede essa transformação no solo. Uma vez que o pé descalço não possui qualquer elemento entre a planta do pé e o solo, as pressões plantares são iguais. No entanto, com a palmilha ASICS, como a sua elasticidade é menor que os tecidos moles, a camada de material entre a planta do pé e o solo vai fazer com que as pressões da pegada sejam mais concentradas e com maiores picos de força (316,2 kPa de pressão máxima) que as do pé descalço e sem as pressões baixas e médias que se fazem notar na face superior da palmilha. Na figura 97 está representada essa diferença de pressão que a palmilha ASICS proporciona ao ser utilizada.

Já a palmilha Riapé tem um comportamento bastante diferente do esperado, pois as suas combinações de diferentes camadas de material com diferentes elasticidades fazem com que a distribuição de pressão na pegada seja muito concentrada e com picos de pressão bastante elevados (412,4 kPa de pressão máxima). Bem diferente do que se passa na sua face superior. Na figura 98 está representada essa diferença de pressões que as várias camadas vão fazendo desde a planta do pé ao solo quando a palmilha fabricada na clínica Riapé está a ser utilizada.

Na figura 91 podem então confirmar-se essas alterações, comparando o pé descalço com a palmilha ASICS e de seguida com a palmilha Riapé, e verificar que a área abrangida pelas forças vai diminuindo e a pressão máxima em cada palmilha vai aumentando.

Além da combinação de materiais, as palmilhas anatomicamente personalizadas têm uma mais-valia por aumentarem a área de contato entre o pé e a palmilha, o que permite dissipar as pressões de uma forma mais eficiente. Isso é visível tanto nos resultados da figura 92 em que se nota uma maior área de transferência de pressão, na palmilha RiaPé comparativamente à palmilha ASICS, sobretudo na zona medial da planta do pé. É também bastante notório esse efeito quando analisamos as pressões aplicadas na palmilha da figura 94, em que o facto de a palmilha RiaPé possuir e manter essa forma anatómica permite uma maior absorção de pressões do pé por parte da palmilha não só pela planta inferior do pé, como pela zona medial da planta do pé (lado direito da imagem). Para se conseguir esse efeito a palmilha fabricada na clínica RiaPé possui uma combinação de materiais mais resistentes mecanicamente que permitem manter a sua forma anatómica de forma mais eficiente, comparativamente à palmilha ASICS ou a outras palmilhas “planas”. Na figura 98 são visíveis os contributos na manutenção da forma da palmilha das camadas de material *transflux branco* e *transflux preto*, nas imagens 7 e 8, em que quando aparecem na constituição da palmilha as forças se concentram neles devido à maior rigidez comparativamente aos outros materiais. Pois é essa rigidez que permite manter a forma e resistência estrutural de toda a palmilha ao longo da sua vida útil.

Para validação dos resultados numéricos no solo, a figura 93 mostra que o padrão de distribuição de pressões não é semelhante ao relatado na literatura [23, 89, 90], em que as pressões mais altas estão situadas no antepé e retopé. No entanto, apesar da forma das pressões plantares não ser idêntica, o valor de pressão máxima do trabalho corrente situa-se na mesma zona dos resultados relatados na literatura [23, 89, 91]. Já a ordem de grandeza do mesmo, também não se encontra numa gama de valores idêntica aos resultados da literatura, no entanto esse é um valor bastante específico de cada caso, que varia facilmente consoante o peso e a distribuição de forças da pegada de cada paciente.

7.8 Discussão de resultados comparativos

Analisando os resultados numéricos obtidos foi verificado que a simulação não reflecte de forma perfeita o efeito esperado, uma vez que as zonas de pressão mais elevadas não estão localizadas na zona do calcanhar e na zona distal dos vários metatarsos de forma mais distribuída. Tal como acontece nos resultados experimentais. Este problema, visível na figura 92, foi combatido gerando várias versões da simulação, até conseguir simular o

comportamento mais próximo possível do real. Essas alterações foram feitas ao comparar os resultados numéricos com os resultados experimentais, de modo a que fossem semelhantes. A simulação ou modelação que faz com que a força aplicada no tálus não seja transmitida ao solo pela zona medial da base do calcâneo (ou retropé), mas sim pela zona posterior. Esse facto é visível na figura 96, já que as tensões de Von Mises mais elevadas na base do calcâneo não estão na zona posterior desde, como seria expectável. Tendo em conta as alterações que foram sendo feitas na simulação por forma a tentar eliminar esse comportamento nos resultados e analisando cada efeito, chegou-se à conclusão de que uma possível causa poderá estar na posição relativa dos ossos entre si, pois as articulações do pé não distribuem as pressões da forma esperada. Principalmente a articulação subtalar, sendo essa a principal responsável pela transmissão de forças de forma correta para o calcanhar. Assim, uma falha no posicionamento dos ossos poderá ser crítica, e neste caso a modelação da estrutura óssea teve de ser efetuada sem ter qualquer informação da acerca da orientação da estrutura óssea real do paciente, sendo feita apenas uma aproximação. Ficando essa melhoria também proposta para um trabalho futuro.

Dos resultados obtidos experimentalmente em ensaios e numericamente através da simulação, apenas se podem validar os resultados da simulação cujos dados são referentes a medidas feitas no solo. Pois, como já foi discutido e provado, as pressões são diferentes quando se medem em diferentes níveis. Assim, tendo resultados numéricos semelhantes aos resultados obtidos experimentalmente de modo a validar a simulação, podemos então analisar o comportamento no interior do pé do paciente através dessa simulação, já que é impossível medir experimentalmente.

Comparando os resultados dos ensaios experimentais da figura 76 com os resultados da simulação de medição de pressões no solo figura 91, podemos notar alguma diferença de valores nas pressões máximas envolvidas entre cada figura. No entanto, comparando os resultados do pé descalço obtidos experimentalmente ($P_{\max} = 40,8 \text{ kPa}$) e obtidos por simulação ($P_{\max} = 104,1 \text{ kPa}$), a diferença de valores máximos é superior ao dobro, logo o modelo deve ser obtido através de TAC do pé, para reconstrução exata da estrutura em causa. Apesar de os valores simulados serem sempre maiores que os ensaiados experimentalmente, esse facto foi previsto e causado pela diferença de resolução entre o tapete sensorial e a análise de elementos finitos. Tendo uma resolução espacial de apenas 4 sensores por cm^2 , o tapete sensorial mede uma pressão média para uma área de 25mm^2 . Em contrapartida, a análise de elementos finitos calcula a solução para o valor de pressão em cada nó, transmitido pelos elementos em contacto, em vez de calcular uma média de pressão tendo em conta a área do elemento. Por isto, a pressão medida experimentalmente já era expectável que fosse menor que o resultado da

análise, mas com diferenças menores que as registadas. Relativamente à diferença de valores para a palmilha ASICS e sobretudo na palmilha RiaPé, os valores também se esperavam díspares, uma vez que os picos de pressão seriam maiores. No entanto a diferença foi bastante superior ao esperado, o que se acredita que se deve ao problema existente na simulação já relatado anteriormente, sendo que ignorados os valores absolutos de pico de pressão e tendo em conta o problema descrito, é ainda possível fazer a comparação de resultados e perceber de que forma as palmilhas alteram as pressões plantares exercidas pelo pé.

Assim, continuando a comparar as duas figuras, salta à vista que tanto nos ensaios experimentais como na simulação numérica os pontos de pressão máxima se mantêm aproximadamente na mesma posição nos três casos, no entanto, devido à falha na distribuição de força pela estrutura óssea, esse ponto na simulação em vez de se situar na zona distal dos metatarsos situa-se aproximadamente na zona distal do retropé. Esse é o ponto crítico dos resultados da simulação e daí a pressão máxima ser superior na simulação da palmilha ASICS em relação ao pé descalço, quando na prática isso não acontece.

Na figura 88 a escala dos dois resultados foi ajustada e dessa forma conseguem-se comparar de forma mais simples, notando-se mais uma vez a falha na simulação e em como esta não conseguiu reproduzir de forma aproximada a distribuição de pressões no calcanhar e na zona do antepé.

Na figura 89, também com a escala dos dois resultados ajustada e ignorando os valores de pico, é notório que tal como no ensaio experimental, a simulação da palmilha ASICS reproduziu um alinhamento do pé, em que algumas áreas de pressão do retropé passam para uma nova localização no mediopé e antepé.

Já na figura 90, novamente com a mesma escala entre resultados e ignorando valores de pico de pressões, as semelhanças entre o resultado da simulação e experimental são notórias. Bem como as diferenças que os distinguem entre o pé descalço e a utilização da palmilha RiaPé, pois o efeito da palmilha faz diminuir as áreas de pressão aumentando a sua intensidade ao nível do solo, tal como esperado e relatado em Cheung[28].

Capítulo 8

8 Conclusões

Na realização deste trabalho foi desenvolvido um modelo geométrico e detalhado a 3-dimensões do pé do paciente em estudo, que serviu de base ao método de elementos finitos para estimar as pressões plantares e internas, bem como analisar as cargas a que as estruturas ósseas e de tecidos moles estão sujeitas quando são alteradas as suas condições de suporte.

A capacidade de um modelo computacional prever as cargas internas que o pé está sujeito torna-o numa ferramenta valiosa no estudo do comportamento biomecânico do conjunto formado pelo pé e os seus suportes.

Os resultados da análise pelos elementos finitos mostraram que com a utilização de uma palmilha anatomicamente adaptada, se conseguem reduzir as pressões mais elevadas (ou picos de pressão) na planta do pé, redistribuindo-as com sucesso para a região do mediopé, comparativamente a uma palmilha plana standard. De acordo com o estudo de Cheung [28], entre outros, esse efeito de dissipação de pressões é maioritariamente devido ao facto de a palmilha personalizada ser anatomicamente adaptada ao pé, e não tanto a combinação de diferentes materiais. Isso foi verificado na análise por elementos finitos, no entanto também se verificou que a combinação de diferentes materiais é bastante importante tanto no amortecimento de pressões como na manutenção estrutural da palmilha. E para analisar esses factos, o modelo de elementos finitos tornou a compreensão e a monitorização dos efeitos paramétricos das diferentes palmilhas mais eficiente. O que o torna cada vez mais uma ferramenta essencial para prever tratamentos no pé e tornozelo, fraturas, lesões ligamentares e uma forma de conseguir projetar novos calçados (e palmilhas) prevendo os seus efeitos no pé do paciente. Já que de uma maneira relativamente facilitada se conseguem alterar designs e materiais por forma a dar o comportamento biomecânico desejado.

Assim, com este trabalho foi possível dar um primeiro passo para provar que a palmilha anatomicamente adaptada é realmente uma mais-valia

comparativamente a uma palmilha standard. No entanto, para validar estas conclusões será necessária a utilização de um modelo de elementos finitos mais aperfeiçoado, no que se refere à geometria do pé e materiais envolvidos.

Capítulo 9

9 Futuros desenvolvimentos

O modelo do pé desenvolvido e utilizado deve ser melhorado, utilizando um modelo obtido a partir do pé real do paciente. Assim como o modelo elementos finitos pode ser refinado por forma a conseguir simular situações mais realistas, com a introdução de todos os ligamentos e estruturas musculares. Já que este modelo apenas contemplou uma aproximação para o efeito do tendão de Aquiles e alguns ligamentos principais.

Seria também importante fazer a avaliação das pressões plantares do paciente utilizando uma palmilha sensorial nos ensaios experimentais, por forma a ser possível a comparação das forças plantares reais com os resultados da simulação.

Num estudo em que se avalie diferenças entre palmilhas existentes no mercado, é de extrema importância que se conheçam todas as propriedades dos materiais utilizados, para que a simulação seja o mais próxima possível da realidade. Nesse cenário, propõe-se também o desenvolvimento numérico de uma palmilha ideal para o paciente em causa através de simulação, sendo posteriormente essa palmilha fabricada de acordo com as características simuladas de modo a testar experimentalmente.

A incorporação do tornozelo com o modelo muscular funcional, também seria muito importante para prever de forma mais realista a interação entre a força aplicada pelo corpo e a sua distribuição pelo tornozelo e dedos do pé.

Para simplificar a análise neste estudo, foram utilizadas propriedades dos materiais homogêneas e linearmente elásticas, mas num futuro modelo de elementos finitos mais realista, seria necessário refinar esse modelo incorporando propriedades não-lineares e viscoelásticas tanto nos materiais das palmilhas, como estruturas ósseas e ligamentares.

Num modelo futuro será também importante tentar reduzir o tempo de computação na simulação do modelo em causa, tentando por exemplo reduzir o número de elementos em zonas menos envolvidas na aplicação de cargas.

Neste estudo não foi considerada a resposta do pé num ciclo de marcha, que será uma das mais-valias mais importantes das palmilhas anatomicamente adaptadas, pelo que seria um passo bastante importante no trabalho. Após isso, seria ideal incorporar também o pé direito no estudo e assim conseguir analisar todo o ciclo de marcha, prevendo alterações no centro de massa e outras particularidades de cada paciente. Após esse ponto, o modelo de elementos finitos estaria apto para prever e prescrever um tipo ideal de palmilha para o paciente em questão.

É ainda proposta a realização de um estudo em que seja tido em conta a alteração de postura do paciente com as diferentes palmilhas, bem como a alteração do centro de massa do seu corpo.

Capítulo 10

10 Referências

- [1] Mark W. Creaby, Kirsty May, Kim L. Bennell. Insole effects on impact loading during walking, *Ergonomics*, 54:7, 665-671, 2011.
- [2] Chen, C.T., et al.. Compositional and metabolic changes in damaged cartilage are peak-stress, stressrate, and loading-duration dependent. *Journal of Orthopaedic Research*, 17, 870–879, 1999.
- [3] Ewers, B.J., et al.. The extent of matrix damage and chondrocyte death in mechanically traumatized articular cartilage explants depends on rate of loading. *Journal of Orthopaedic Research*, 19, 779–784, 2001.
- [4] Ewers, B.J., et al.. Rate of blunt impact loading affects changes in retropatellar cartilage and underlying bone in the rabbit patella. *Journal of Biomechanics*, 35, 747–755, 2002.
- [5] Radin, E.L., et al.. Relationship between lower limb dynamics and knee joint pain. *Journal of Orthopaedic Research*, 9, 398–405, 1991.
- [6] Hewett, T.E., et al.. Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes: a prospective study. *American Journal of Sports Medicine*, 33, 492–501, 2005.
- [7] Winter, D.A. and Bishop, P.J.. Lower extremity injury. Biomechanical factors associated with chronic injury to the lower extremity. *Sports Medicine*, 14, 149–156, 1992.
- [8] Completo A., Fonseca F. (2011). *Fundamentos de Biomecânica Múculo-Esquelética e Ortopédica*. Porto, Publindústria.

- [9] Hamill J., Knutzen K. M. (1999). *Bases Biomecânicas do Movimento Humano*. 1ª ed. Brasileira. Editora Manole LTDA.
- [10] Trew M.; Everet T. (2005). *Human Movement*. Fifth edition. Elsevier Churchill Livingstone
- [11] Marieb E. M. (1998). *Human Anatomy & Physiology*. Fourth Edition. Benjamin Cummings
- [12] Rohen J. W., Yokochi C. (1993). *Anatomia Humana*. Terceira Edição Brasileira. Editora Manole LTDA.
- [13] Nordin M., Frankel V. H. (2001). *Basic Biomechanics Of The Musculoskeletal System*. Third edition. Lippincott Williams & Wilkins
- [14] Root M. L., Orien W. P., Weed J. H., Hughes R. J. (1991). *Exploration Biomecânica del pie*. Volume 1. Ortocen editors
- [15] NETTER, Frank H. (2000). *Atlas de Anatomia Humana*. 2ª edição Brasileira. Artmed
- [16] Delcam Solutions, 2011. Disponível em: <<http://www.orthotics-cadcam.com/orthotics-solution/index.asp?FromProduct=orthomodel>>. Acedido em 21 dezembro 2011.
- [17] Conform-able Technologies, 2011. Disponível em: <<http://www.conform-able.com/en/know-how/technologies-32-2.html>>. Acedido em 21 dezembro 2011.
- [18] Podiatech Equipment, 2011. Disponível em : <<http://www.podiatech.com/podiatech-home-54-2.html>>. Acedido em 21 dezembro 2011.
- [19] Silva, R.M., et al.. Evaluation of shock absorption properties of rubber materials regarding footwear applications. *Polymer Testing*, 28, 642–647, 2009.
- [20] Dixon, S.J., et al.. Biomechanical analysis of running in military boots with new and degraded insoles. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 35, 472–479, 2003.

- [21] Dixon, S.J., 2007. Influence of a commercially available orthotic device on rearfoot eversion and vertical ground reaction force when running in military footwear. *Military Medicine*, 172, 446–450.
- [22] Lin, C.L., et al.. Biomechanical, physiological and psychophysical evaluations of clean room boots. *Ergonomics*, 50, 481–496, 2007.
- [23] Cheung, J.T.-M. et al. ,2005. Three-dimensional finite element analysis of the foot during standing—a material sensitivity study. *Journal of Biomechanics* 38. 1045–1054.
- [24] Lobmann, R., Kayser, R., Kasten, G., Kasten, U., Kluge, K., Neumann, W., Lehnert, H., 2001. Effects of preventative footwear on foot pressure as determined by pedobarography in diabetic patients: a prospective study. *Diabetic Medicine* 18, 314–319.
- [25] Reiber, G.E., Smith, D.G., Wallace, C., Sullivan, K., Hayes, S., Vath, C., Maciejewski, M.L., Yu, O., Heagerty, P.J., LeMaster, J., 2002. Effect of therapeutic footwear on foot reulceration in patients with diabetes: a randomized controlled trial. *Journal of American Medical Association* 287, 2552–2558.
- [26] Sage, R.A., Webster, J.K., Fisher, S.G., 2001. Outpatient care and morbidity reduction in diabetic foot ulcers associated with chronic pressure callus. *Journal of the American Podiatric Medical Association* 91, 275–279.
- [27] Murray, H.J., Young, M.J., Hollis, S., Boulton, A.J., 1996. The association between callus formation, high pressures and neuropathy in diabetic foot ulceration. *Diabetic Medicine* 13, 979–982.
- [28] Cheung, J. T.-M., MPhil, Zhang, M., 2005. A 3-Dimensional Finite Element Model of the Human Foot and Ankle for Insole Design. *Arch Phys Med Rehabil* Vol 86, February 2005.
- [29] Chen, W.-P., et al.. Effects of total contact insoles on the plantar stress redistribution: a finite element analysis. *Clinical Biomechanics* 18, S17–S24, 2003.
- [30] Athanasiou KA, Liu GT, Lavery LA, Lanctot DR, Schenck RC, 1998. Biomechanical topography of human articular cartilage in the first metatarsophalangeal joint. *Clin Orthop*; Mar(348) : 269-81.

- [40] Gefen A, Megido-Ravid M, Itzhak Y, Arcan M., 2000. Biomechanical analysis of the three-dimensional foot structure during gait: a basic tool for clinical applications. J Biomech Eng; 122 : 630-9.
- [41] Siegler S, Block J, Schneck CD. The mechanical characteristics of the collateral ligaments of the human ankle joint. Foot Ankle 1988; 8:234-42.
- [42] Wright DG, Rennels DC. A study of the elastic properties of plantar fascia. J Bone Joint Surg Am 1964; 46:482-92.
- [43] Zhang M, Mak AF. In vivo skin frictional properties. Prosthet Orthot Int 1999; 23:135-41.
- [44] Simkin A. Structural analysis of the human foot in standing posture [dissertation]. Tel Aviv (Israel): Tel Aviv Univ; 1982.
- [45] Relvas, C. ; Ramos, A. ; Completo, A. and Simões, J. A. (2010) 'The influence of data shape acquisition process and geometric accuracy of the mandible for numerical simulation', Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering. First published on: 15 November 2010 (iFirst).
- [46] Anatomia: uma viagem pelo corpo humano, 2011. Disponível em: <<http://anatomia-umaviagempelocorpohumano.blogspot.pt/2011/03/nomenclatura-anatomica.html>>. Acedido em 2 Outubro 2013.
- [47] Albert J. Song, MD; Matthew Del Giudice, MD; Martin L. Lazarus, MD; Laurie M. Lomasney, MD; Katherine Dux, DPM (2013). Diagnostic case study: Os Trigonum Syndrome. Healio Orthopedics. January 2013 - Volume 36 · Issue 1: 5, 63-68.
- [48] Studyblue: ANATOMY 11 - LEG/ANKLE JOINT, 2011. Disponível em: <<http://www.studyblue.com/notes/note/n/anatomy-11-legankle-joint/deck/8507492>>. Acedido em 2 Outubro 2013.
- [49] Marini-Abreu, M. M. (2000). *Anatomia Humana: 1- Osteologia*. Gandra, CESCUP. Cap. IV, p. 169-238
- [50] Medipédia: Osso, 2012. Disponível em: <<http://www.medipedia.pt/home/ho-me.php?module=artigoEnc&id=365>>. Acedido em 9 Outubro 2013.

- [51] Drake, R. L.; Vogl, W. and Mitchell, A. W. M. (2005). *Gray's Anatomy for Students*. Philadelphia, Elsevier.
- [52] Hall, J. Susan (2000). *Biomecânica Básica (3ª ed.)*. Edição brasileira. Rio de Janeiro, Editora Guarnabara Koogan.
- [53] Palastranga, Nigel; Field, Derek; Soames, Roger (2000). *Anatomia e Movimento Humano: Estrutura e Função (3ª ed.)*. Edição Brasileira. São Paulo, Editora Manole.
- [54] Seeley, Rod R; Stephens, Trent D.; Tate, Philip (2003). *Anatomia e Fisiologia (6ª ed.)*. Edição Portuguesa. Loures, Lusociência.
- [55] Kapandji, A. I. (2000). *Fisiologia Articular: Volume 2 (5ª ed.)*. Edição Brasileira. São Paulo, Panamericana.
- [56] Pina, J. A. Esperança (1999). *Anatomia Humana da Locomoção (2ª ed.)*. Lisboa, Lidel.
- [57] Nordin M and Frankel VH (1989). *Basic biomechanics of the skeletal system (2nd ed.)*. Philadelphia, Lea & Febiger.
- [58] Weightman BO and Kempson GE: Load carriage. In Freeman MAR, ed: *Adult articular cartilage*, London, 1979, Pitman.
- [59] Brand RA: Joint lubrication. In Albright JA and Brand RA, eds: *The scientific basis of orthopedics*, New York, 1979, Appleton-Century-Crofts.
- [60] Warwick R and Williams PL: *Gray's anatomy ed 36*, Philadelphia, 1980, WB Saunders Co.
- [61] Loitz BJ and Frank CB: Biology and mechanics of ligament and ligament healing, *Exerc Sport Sci Rev* 21:33, 1993.
- [62] Tipton CM et al: The influence of physical activity on ligaments and tendons, *Med Sci Sports Exerc* 7:165, 1975.
- [63] Schechtman H and Badler DL: In vitro fatigue of human tendons, *J Biomech* 30:829, 1997.
- [64] Tpton Cm et al: Influence of exercise on strength of medial collateral ligaments of dogs, *Am J Physiol* 218:894, 1970.

- [65] Natural Running Blogue: Biomecânica do pé. Disponível em: <<http://naturalrun.blogspot.pt/p/biomecanica-do-pe.html>>. Acedido a 18 Outubro 2013.
- [66] Maffi, Sívio. Clínica e cirurgia do pé: Fraturas do Mediopé, 2013. Disponível em: <<http://www.clinicaecirurgiadope.com.br/artigo/26>>. Acedido a 27 Outubro 2013.
- [67] Aula de anatomia: Músculos da perna. Disponível em: <<http://www.auladeanatomia.com/site/pagina.php?idp=92>>. Acedido a 21 Dezembro 2011.
- [68] Podiatech: Training and communication tools. Disponível em: <<http://www.podiatech.com/our-products/training-and-communication-tools-171-2.html>>. Acedido a 13 Fevereiro 2013.
- [69] Hérnia de Disco: Escoliose. Disponível em: <<http://www.herniadedisco.com.br/doencas-da-coluna/escoliose/#oque>>. Acedido a 7 Outubro 2013.
- [70] Medicina do quadril: Artrose. Disponível em: <<http://www.medicinadoquadril.com.br/artrose.php>>. Acedido a 7 Outubro 2013.
- [71] Clínica dos pés: Calos e calosidades. Disponível em: <<http://www.clinicadospes.com.br/servico.php?id=23495>>. Acedido a 7 Outubro 2013.
- [72] Patrícia Pontes: Dedos em garra e martelo. Disponível em: <http://www.patriciapontes.com/?page_id=196>. Acedido a 7 Outubro 2013.
- [73] Hebert, S. et al (2003). *Ortopedia e traumatologia: Princípios e Prática*. 3.ed. Porto Alegre, Artmed.
- [74] Manual Merck: Esporões do calcanhar. Disponível em: <<http://www.manualmerck.net/?id=82&cn=798>>. Acedido a 7 Outubro 2013.
- [75] Farmácia Caniço: Unhas engrossadas. Disponível em: <<http://www.farmaciadocanico.pt/gca/?id=544>>. Acedido a 7 Outubro 2013.
- [76] August Leming: News & Media. Disponível em: <<http://augustleming.com/newsmedia/>>. Acedido a 12 Outubro 2013.

- [77] Docpods: Orthotics, Orthotic and Orthodic. What are foot orthotics. Disponível em: <<http://www.docpods.com/what-are-orthotics>>. Acedido a 12 Outubro 2013.
- [78] Podológico: A marcha patológica. Disponível em: <<http://podologico.blogspot.pt/2012/07/a-marcha-patologica.html>>. Acedido a 12 Outubro 2013.
- [79] Dicas para ballet: Primeira sapatilha de ponta. Disponível em: <<http://dicasparaballet.blogspot.pt/2013/04/primeira-sapatilha-de-ponta.html>>. Acedido a 12 Outubro 2013.
- [80] Subotnick, Steven (1994). *Lesiones en el deporte y el ejercicio físico*. Edição Espanhola. Madrid, Librotec.
- [81] Mundo gump: Qual ténis comprar. Disponível em: <<http://www.mundogump.com.br/qual-tenis-comprar/>>. Acedido a 12 Outubro 2013.
- [82] Sport life: Qual é o teu tipo de pé. Disponível em: <<http://www.sportlife.com.pt/index.php/corrida-222/item/803-qual-%C3%A9-o-teu-tipo-de-p%C3%A9>>. Acedido a 12 Outubro 2013.
- [83] Philippe Boulier: Gonalgies fémoro-tibiales sur genu valgum et genu varum. Disponível em: <<http://www.philippeboulier.com/details-gonalgies+femoro+tibiales+sur+genu+valgum+et+genu+varum-51.html>>. Acedido a 12 Outubro 2013.
- [84] Exclusivas Iglesias: Ortóteses. Disponível em: <<http://www.exclusivasiglesias.com/pt/categorydetail/ortopedia/ortesis>>. Acedido a 20 Dezembro 2012.
- [85] Calçado desportivo: Palmilhas. Disponível em: <<http://www.calcadodesportivo.com/palmilhas.htm>>. Acedido a 15 Dezembro 2012.
- [86] Farmácia Quinta do Conde: Palmilhas. Disponível em: <<http://www.farmaciacuintadoconde.pt/produtos/cuidados-pe/palmilhas/>>. Acedido a 17 Janeiro 2013.
- [87] Engin1000: Das Boot Report. Disponível em: <<http://engin1000.pbworks.com/w/page/63664037/Das%20Boot%20Report>>. Acedido a 13 Novembro 2013.

[88] MD.Saúde: Pé diabético. Disponível em:

<<http://www.mdsaude.com/2012/08/pe-diabetico.html#ixzz2lQe7T7J4>>.

Acedido a 21 Novembro 2013.

[89] Chen WP, Tang FT, Ju CW. Stress distribution of the foot during mid-stance to push-off in barefoot gait: a 3D finite element analysis. Clin Biomech (Bristol, Avon), 16:614–20, 2001.

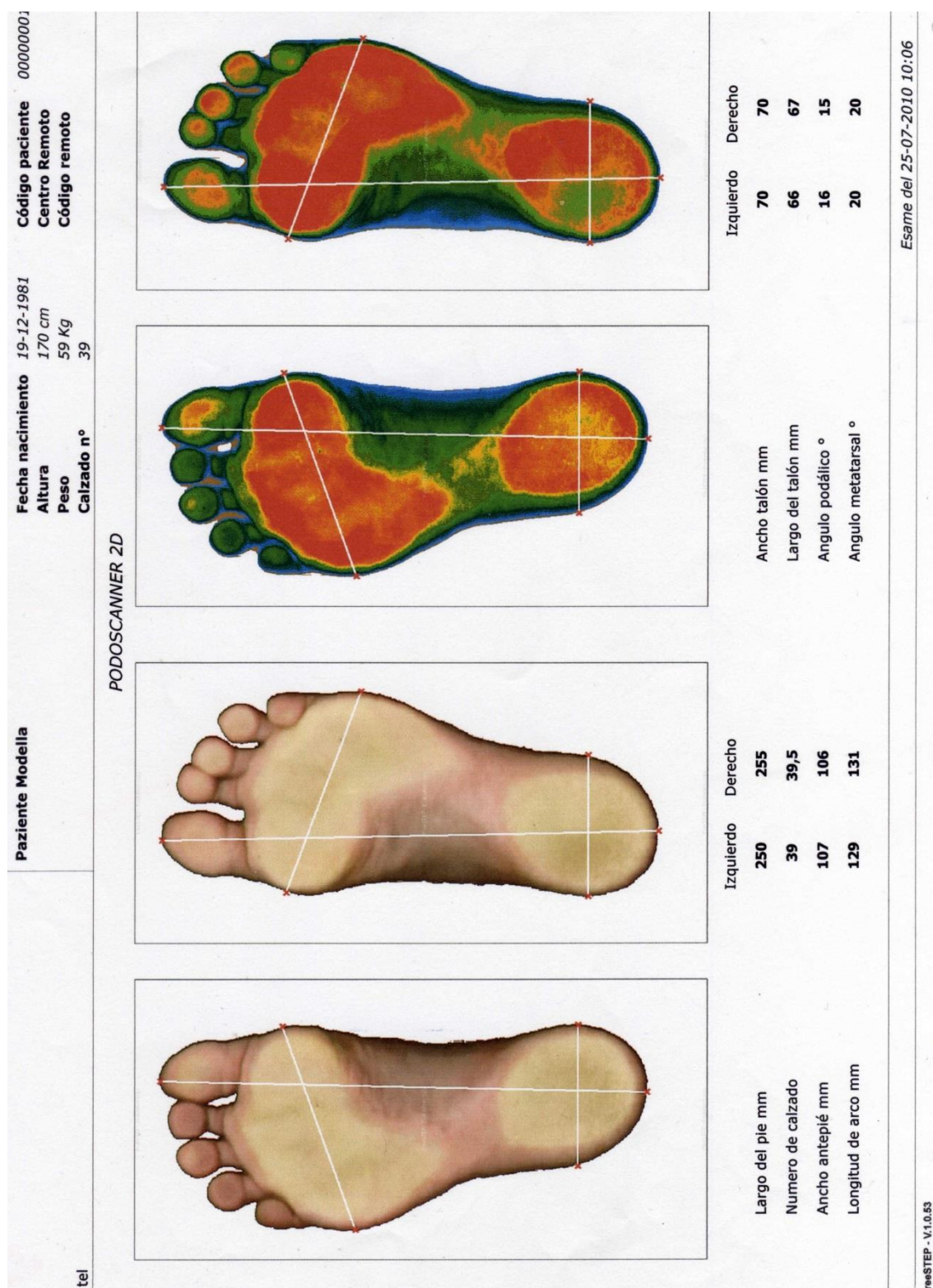
[90] Tao K, Wang D, Wang C, Wang X, Liu A, Nester CJ, et al. An in vivo experimental validation of a computational model of human foot. Journal of Bionic Eng, 6:389–97, 2009

[91] Qiu, Tina-Xia et al.. Finite element modeling of a 3D coupled foot–boot model. Journal Medical Engineering & Physics 33, 1228– 1233, (2011).

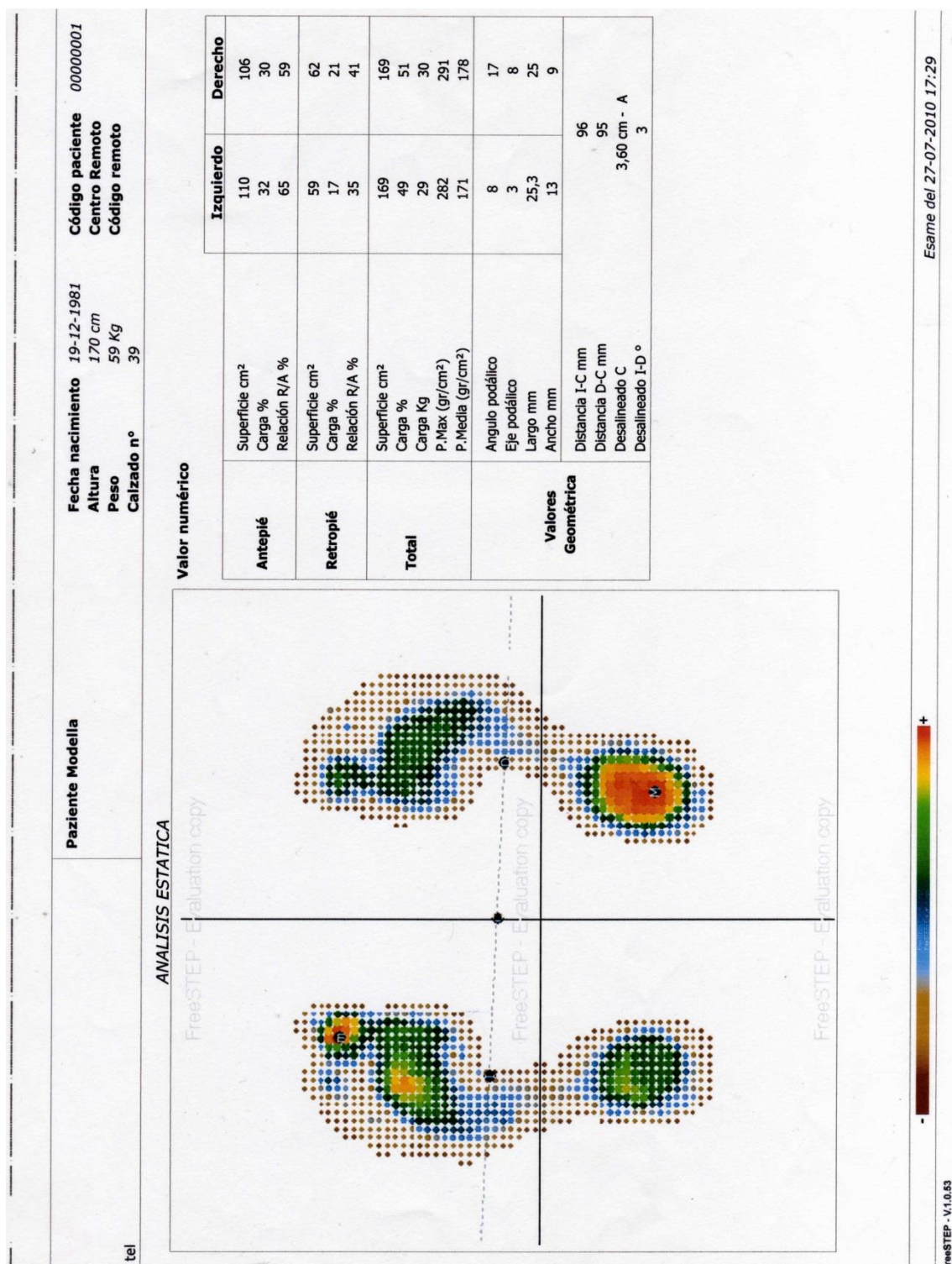
Capítulo 11

11 ANEXOS

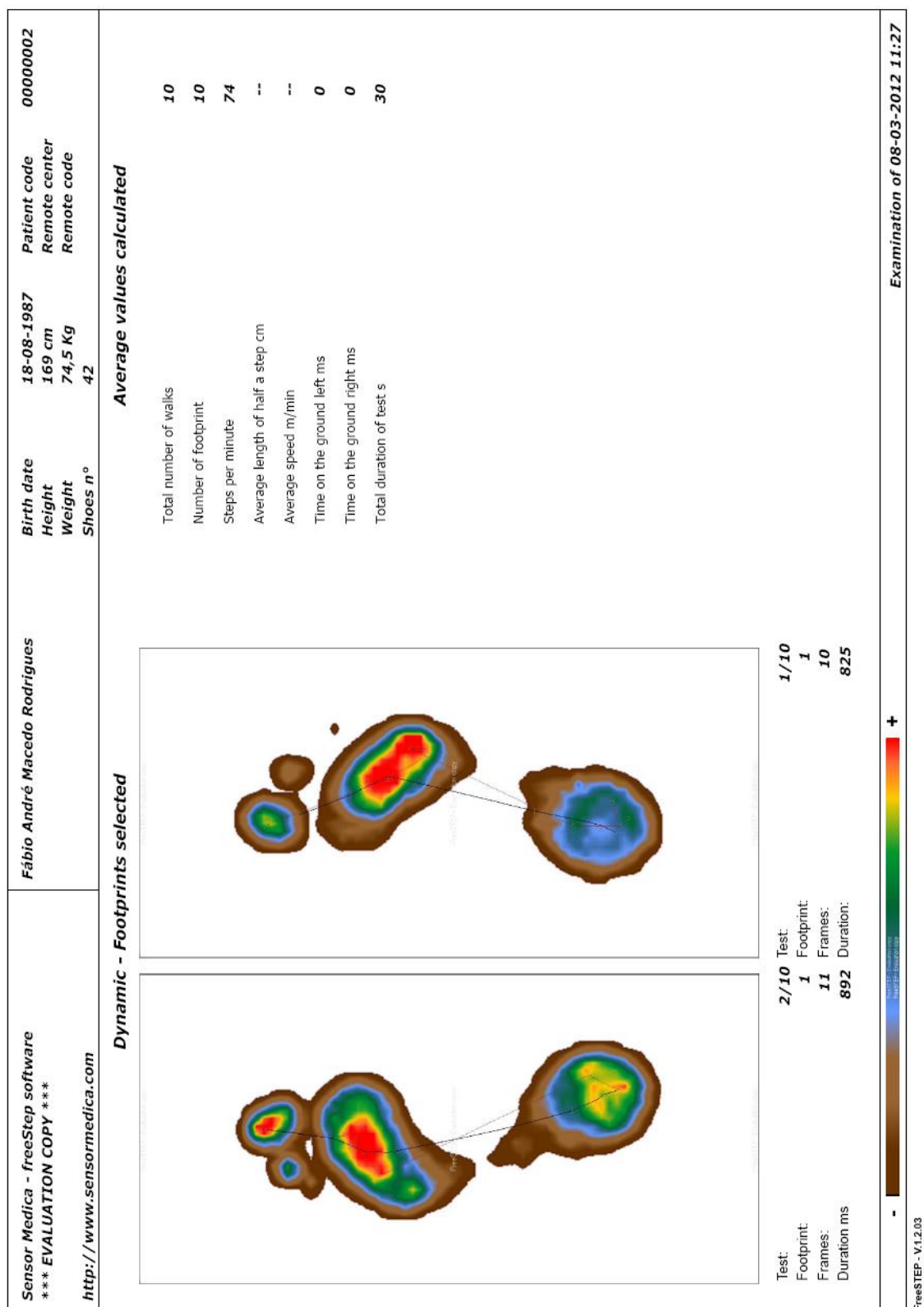
Anexo 1



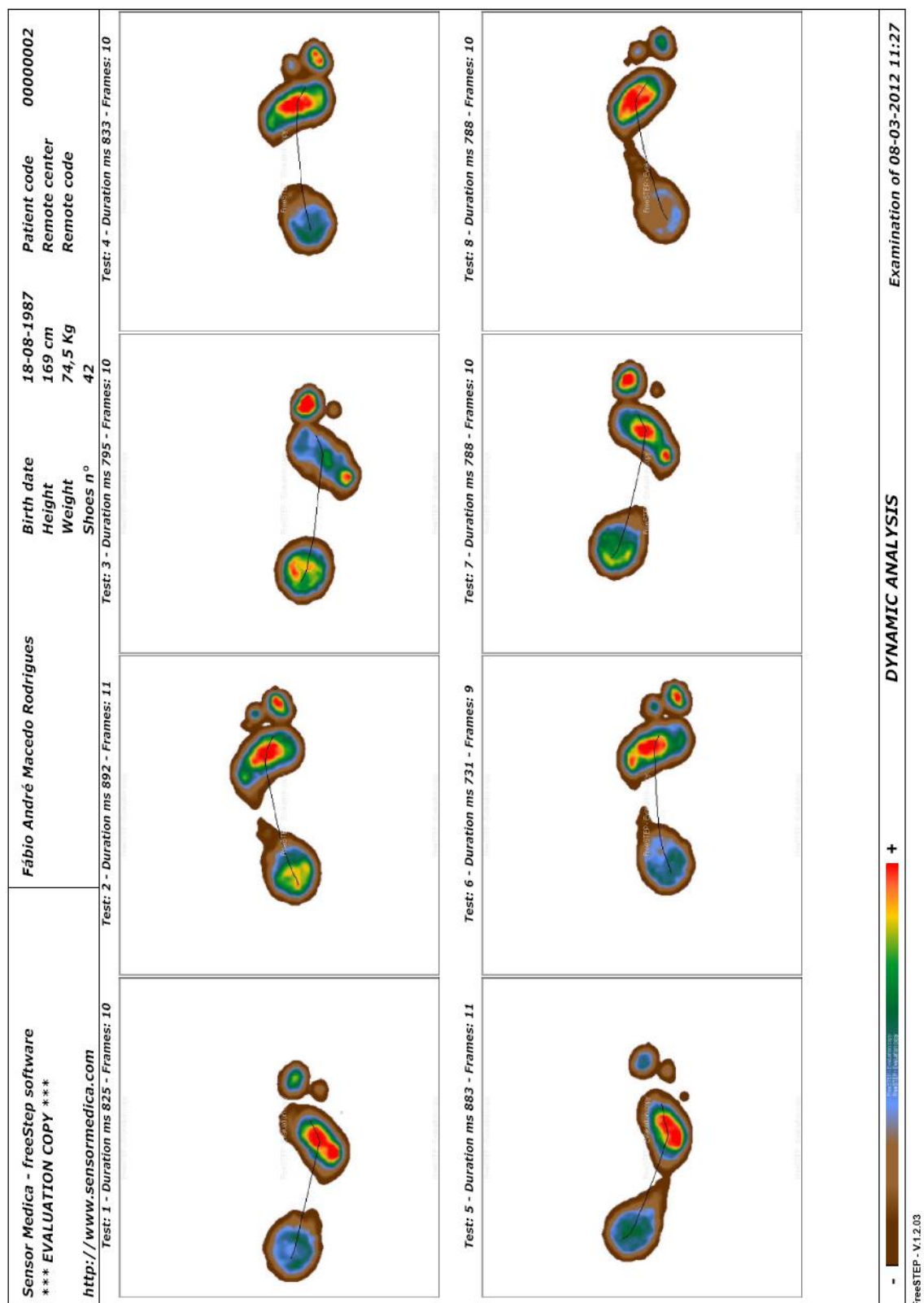
Anexo 2



Anexo 3



Anexo 4



Anexo 5

